

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Modelování a analýza efektu ionizujícího záření na
paměťových fóliích**

Modeling and Analysis of the Effect of Ionizing Radiation on
Memory Foils

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Iveta Jamrozová**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Modelování a analýza efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích**
Modeling and Analysis of the Effect of Ionizing Radiation
on Memory Foils
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování efektu a konsekvencí degradace materiálů na základě ionizujícího záření.
2. Rešerše metod hodnocení hladiny šumu obrazových záznamů.
3. Rešerše matematických metod využívaných pro aproximaci a klasifikaci histogramu.
4. Design a realizace experimentálních měření efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích v klinických podmínkách.
5. Návrh predikčního modelu pro odhad degradace paměťových fólií.
6. Design statistického aproximačního modelu distribuce šumové složky pro stanovené vzdálenosti zdroje záření.
7. Design algoritmu pro klasifikaci obrazových dat paměťových fólií pro stanovené vzdálenosti zdroje záření.
8. Analýza a hodnocení výsledků modelování efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BANKMAN, Isaac. N.(ed.) *Handbook of medical imaging: processing and analysis*. San Diego, CA: Academic Press, c2000. ISBN 01-207-7790-8.
- [2] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical image analysis*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, c2005. ISBN 08-493-9695-6.
- [3] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [4] WALEK, P., M. LAMOŠ a J. JAN. *Analýza biomedicínských obrazů: Počítačová cvičení*. Brno: VUT v Brně, 2013. ISBN 978-80-214-4792-9. Dostupné také z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/sites/default/files/news/fabo.pdf>.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

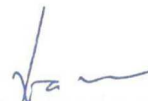
Konzultant diplomové práce: Ing. Jan Kubiček

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 30. dubna 2018

Iveta Jamrozová

podpis studenta

Fakulta elektrotechniky a informatiky
Vysoká škola báňská – Technická univerzita
Ostrava
17. listopadu 15
70800 Ostrava - Poruba

PhDr. Andrea Vilímková
Náměstkyně ředitele pro ošetrovatelskou péči
Fakultní nemocnice Ostrava
17. listopadu 1790/5
70800 Ostrava - Poruba

Datum: 10. 10. 2017

Žádost o povolení výzkumného šetření

Vážená paní náměstkyně,

Obracím se na Vás s žádostí o povolení využít při zpracování diplomové práce přístrojovou techniku Siemens ICONOS na Radiodiagnostickém ústavu FN Ostrava. Při práci studentky s přístrojovou technikou bude přítomen Ing. Mgr. Karol Korhelík, Ph.D.. Cílem bude vyhodnotit vliv ionizujícího záření na degradaci kazet. Naměřená data budou použita výlučně pro účely diplomové práce a průběžné publikační činnosti studentky Bc. Ivety Jamrozové, v oboru biomedicínské inženýrství, studující Vysokou školu báňskou - Technickou univerzitu Ostrava. Výzkum bude probíhat formou měření.

Se získanými daty bude zacházeno dle platných etických norem.

Jmenovaná studentka zpracuje pod vedením doc. Ing. Martina Augustynka, Ph.D. diplomovou práci s názvem „Modelování a analýza efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích“.

Žádáme o povolení výzkumného šetření v průběhu akademického roku 2017/2018.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí.

S pozdravem

Vedoucí práce

doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.



Studentka

Bc. Iveta Jamrozová

Vyjádření instituce:

S výzkumným šetřením souhlasím.

FAKULTNÍ NEMOCNICE OSTRAVA
PhDr. Andrea Vilímková
náměstkyně ředitele pro ošetrovatelskou péči
17. listopadu 1790/5 70800 Ostrava-Poruba

16-10-2017

Poděkování

Ráda bych poděkovala doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D. a Ing. Janu Kubíčkovi za odborné vedení mé práce, jejich čas, vstřícnost a cenné rady při konzultacích. Také jim děkuji za možnost věnovat se tomuto tématu a pomoc při zařizování potřebných formálních záležitostí, týkajících se experimentu ve Fakultní nemocnici.

Dále bych ráda poděkovala Ing. Mgr. Karolu Korhelíkovi, Ph.D. za ochotu, odborný dohled a umožnění realizace experimentálních měření na radiologickém oddělení ve Fakultní nemocnici Ostrava. V neposlední řadě děkuji také Ing. Martině Litschmannové, Ph.D. za vstřícnost, cenné rady a čas, který mi věnovala při konzultaci statistického hodnocení výsledků této práce.

Abstrakt

Cílem této práce je vyhodnotit vliv ionizujícího záření na degradaci kazet s paměťovými fóliemi (CR kazety pro nepřímou digitalizaci obrazu). Práce se zabývá příčinami této degradace a také způsoby jejího hodnocení. Získané výsledky mohou sloužit k posouzení, zda není pro nemocnice výhodnější přejít kvůli popsané degradaci obrazu na flat panely (tedy přímou digitální radiografii). Teoretická část práce se zabývá ionizujícím zářením, jeho vznikem, použitím a účinky, dále degradací, kterou způsobuje, a metodami zpracování a hodnocení obrazu. V rámci praktické části jsou realizovány dvě série experimentálních měření v časovém odstupu 5 měsíců. Získané snímky pak jsou dále zpracovány a jsou hodnoceny jejich histogramy a také důležitá lokální minima a maxima těchto histogramů. Hodnoceny jsou rozdíly mezi snímky různých kazet a také rozdíly mezi jednotlivými snímky obou sérií měření. Výsledky jsou hodnoceny statisticky, ale také pomocí aproximačních a predikčních modelů.

Klíčová slova

rentgenové záření, digitalizace, nepřímá digitalizace, rentgenový snímek, obrazový šum, degradace, hodnocení histogramu, multiregionální Otsu metoda, CR kazeta, paměťová fólie, segmentace, aproximace, predikce, degradace paměťových fólií

Abstract

The goal of this thesis is to evaluate the effect of ionizing radiation on the degradation of cassettes with memory foils (CR cassettes for computed radiography of image). The thesis deals with causes of this degradation and also with methods of its analysis. Acquired results can serve as a suggestion for hospitals whether it is better to switch over to flat panels (the direct radiography) because of the described image degradation. The theoretical part of the thesis deals with ionizing radiation, its generation, application and effects, then with degradation caused by it and with methods of the image processing and evaluation. Two series of experimental measurements have been made at the interval of 5 months and have been included in the practical part of this thesis. Then the acquired images have been processed and their histograms together with the important local minimums and maximums have been evaluated. The differences between the images of various cassettes have been assessed along with the differences between the particular images of both series. The results have been evaluated statistically and using the approximation and prediction models.

Key Words

X-ray, digitalization, computed radiography, x-ray image, image noise, degradation, histogram evaluation, multilevel Otsu method, CR cassette, memory foil, approximation, prediction, degradation of memory foils

Obsah

Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	13
Úvod.....	15
1 Ionizující záření.....	17
1.1 Popis ionizujícího záření.....	17
1.2 Rozdělení ionizujícího záření	18
1.3 Základní veličiny ionizujícího záření.....	19
2 Rentgenové záření v medicíně.....	20
2.1 Vlastnosti rentgenového záření.....	20
2.2 Rentgenová trubice	20
2.3 Zobrazovací metody využívající rentgenové záření	23
2.4 Biologické účinky rentgenového záření.....	24
2.5 Ochrana před rentgenovým zářením.....	26
3 Degradace materiálů působením ionizujícího záření (záznamová média a jejich degradace).....	27
3.1 Záznamová média nepřímé digitalizace.....	27
3.2 Interakce ionizujícího záření s hmotou	29
3.3 Interakce laserového záření s hmotou.....	30
3.4 Degradace materiálu (vliv ionizujícího záření na jednotlivé vrstvy, materiály, vliv laseru) .	31
4 Zpracování obrazu	33
4.1 Základní parametry	33
4.2 Průběh zpracování obrazu.....	34
4.3 Metody filtrace.....	37
4.4 Statistické veličiny pro hodnocení obrazu	41
5 Rešerše segmentačních metod pro hodnocení šumu obrazových záznamů.....	43
5.1 Statistické metody.....	44
5.2 Regionální metody (Region-Based).....	48
5.3 Metody založené na detekci hran.....	49
5.4 Hybridní metody	51
5.5 Znalostní metody (Knowledge-Based)	52
6 Rešerše matematických metod využívaných pro aproximaci a klasifikaci histogramu	54

6.1	Pravděpodobnostní modely.....	54
6.2	Aproximace funkce.....	56
6.3	Klasifikace	58
7	Design a realizace experimentálních měření efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích ..	60
7.1	Návrh experimentu	60
7.2	Cíle práce a stanovení hypotéz	62
7.3	Použité pomůcky	63
7.4	Realizace experimentu.....	65
8	Design algoritmu pro klasifikaci obrazových dat paměťových fólií	70
8.1	Předzpracování snímku.....	71
8.2	Segmentace obrazu	74
8.3	Detekce lokálních minim a maxim	77
9	Design statistického aproximačního modelu distribuce šumové složky	79
9.1	Popis kódu pro aproximaci	79
9.2	Tvorba aproximačních modelů	80
9.3	Parametrické hodnocení výsledků aproximace.....	86
10	Analýza a hodnocení výsledků modelování efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích ...	89
10.1	Výsledky jednotlivých parametrů	90
10.2	Srovnání parametrů jednotlivých kazet v 1. a 2. sérii měření.....	101
10.3	Srovnání parametrů kazet v jednotlivých sériích měření.....	103
11	Návrh predikčního modelu pro odhad degradace paměťových fólií	106
11.1	Popis funkce použitého kódu.....	106
11.2	Predikční model degradace v závislosti na čísle série	107
11.3	Predikční model degradace v závislosti na počtu cyklů kazet.....	112
	Závěr	118
	Seznam použité literatury	120
	Příloha na CD	124

Seznam obrázků

<i>Obr. 1: Ionizující záření.....</i>	17
<i>Obr. 2: Spektrum rentgenového záření</i>	21
<i>Obr. 3: Schéma rentgenky s rotační anodou.....</i>	21
<i>Obr. 4: Konstrukce kazety pro nepřímou digitalizaci</i>	28
<i>Obr. 5: Princip nepřímé digitalizace</i>	29
<i>Obr. 6: Ekvalizace histogramu (vlevo původní histogram, vpravo po ekvalizaci).....</i>	36
<i>Obr. 7: Obraz po ekvalizaci histogramu.....</i>	36
<i>Obr. 8: Princip dvourozměrné konvoluce</i>	38
<i>Obr. 9: Ukázka prahování obrazu s jedním a dvěma prahy a jejich histogramy.....</i>	45
<i>Obr. 10: Originální obraz, segmentace pomocí K-means metody, segmentace pomocí adaptivní K-means metody</i>	46
<i>Obr. 11: Příklad multiregionální Otsu metody</i>	47
<i>Obr. 12: Segmentace tepen pomocí Fuzzy přístupu</i>	48
<i>Obr. 13: Ohraničení nádoru v játrech metodou aktivních kontur.....</i>	50
<i>Obr. 14: Výsledek segmentace – záplavové transformace mozku a jeho 3D rekonstrukce.....</i>	51
<i>Obr. 15: Segmentace bílé a šedé kůry mozkové pomocí GRBF neuronové sítě.....</i>	52
<i>Obr. 16: Segmentace záprstních kostí pomocí AAM</i>	53
<i>Obr. 17: Histogram šumu s normálním rozložením</i>	55
<i>Obr. 18: Příklad GMM modelu a jednotlivých Gaussových křivek</i>	55
<i>Obr. 19: Princip metody nejmenších čtverců.....</i>	57
<i>Obr. 20: Vlevo experimentální snímek se dvěma plátky, vpravo snímek kolena.....</i>	61
<i>Obr. 21: Rentgenový přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 (pohled z boku)</i>	64
<i>Obr. 22: Vývojový diagram průběhu experimentu.....</i>	65
<i>Obr. 23: Nastavení clony, filtru a ohniskové vzdálenosti rentgenky.....</i>	66
<i>Obr. 24: Rentgenový přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 (pohled zepředu) s umístěnou kazetou....</i>	67
<i>Obr. 25: Umístění olověného a pryžového plátku na kazetu.....</i>	68
<i>Obr. 26: Vývojový diagram postupu při zpracování snímků.....</i>	70
<i>Obr. 27: Originální obraz načtený ve formátu DICOM</i>	71
<i>Obr. 28: Kontrolní histogram pro určení dynamického rozsahu jasu</i>	72
<i>Obr. 29: Vlevo referenční obraz, vpravo snímek připravený k segmentaci</i>	73
<i>Obr. 30: Histogram upraveného snímku.....</i>	73

<i>Obr. 31: Aplikace Otsu metody na upravený snímek (20 segmentačních tříd)</i>	<i>75</i>
<i>Obr. 32: Vlevo – binární zobrazení segmentovaného obrazu – bíle je zobrazena oblast zájmu, vpravo – výsledný obraz po segmentaci</i>	<i>76</i>
<i>Obr. 33: Porovnání histogramů před segmentací (vlevo) a po segmentaci (vpravo)</i>	<i>76</i>
<i>Obr. 34: Detekce peaků v histogramu a jejich lokálních minim a maxim (lokální minima jsou označena červeným kolečkem a lokální maxima modrou hvězdičkou).....</i>	<i>78</i>
<i>Obr. 35: Aproximace peaku P_k (peaku představujícího pozadí kazety)</i>	<i>79</i>
<i>Obr. 36: Aproximace peaku P_p (peaku představujícího pryžový plátek).....</i>	<i>80</i>
<i>Obr. 37: Aproximace vrcholu P_k – 3. kazety (porovnání křivek 1. a 2. série).....</i>	<i>81</i>
<i>Obr. 38: Aproximace vrcholu P_p – 3. kazety (porovnání křivek 1. a 2. série).....</i>	<i>82</i>
<i>Obr. 39: Aproximace vrcholu P_k (porovnání křivek všech kazet v 1. sérii a jejich průměr)</i>	<i>83</i>
<i>Obr. 40: Aproximace vrcholu P_k (porovnání křivek všech kazet ve 2. sérii a jejich průměr)</i>	<i>83</i>
<i>Obr. 41: Aproximace vrcholu P_p (porovnání křivek všech kazet v 1. sérii a jejich průměr).....</i>	<i>84</i>
<i>Obr. 42: Aproximace vrcholu P_p (porovnání křivek všech kazet ve 2. sérii a jejich průměr)</i>	<i>84</i>
<i>Obr. 43: Aproximační model vrcholu P_k (porovnání průměrných křivek všech kazet v 1. a 2. sérii) ..</i>	<i>85</i>
<i>Obr. 44: Aproximační model vrcholu P_p (porovnání průměrných křivek všech kazet v 1. a 2. sérii) ..</i>	<i>86</i>
<i>Obr. 45: Graf znázorňující změny intenzity šedi počátku křivky P_k (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)</i>	<i>92</i>
<i>Obr. 46: Graf znázorňující změny intenzity šedi vrcholu křivky P_k (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)</i>	<i>94</i>
<i>Obr. 47: Graf znázorňující změny intenzity šedi konce křivky P_k (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)</i>	<i>96</i>
<i>Obr. 48: Graf znázorňující změny intenzity šedi počátku křivky P_p (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)</i>	<i>98</i>
<i>Obr. 49: Graf znázorňující změny intenzity šedi vrcholu křivky P_p (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)</i>	<i>100</i>
<i>Obr. 50: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr počátek křivky P_k (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích).....</i>	<i>107</i>

<i>Obr. 51: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr vrchol křivky Pk všech kazet a jejich průměr (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)</i>	108
<i>Obr. 52: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr konec křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)</i>	109
<i>Obr. 53: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr počátek křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)</i>	110
<i>Obr. 54: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr vrchol křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)</i>	111
<i>Obr. 55: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr počátek křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)</i>	113
<i>Obr. 56: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr vrchol křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)</i>	114
<i>Obr. 57: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr konec křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)</i>	115
<i>Obr. 58: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr počátek křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)</i>	116
<i>Obr. 59: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr vrchol křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)</i>	117

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Průměrné efektivní dávky při vybraných vyšetřeních dospělých osob</i>	25
<i>Tabulka 2: Limity pro omezování ozáření</i>	26
<i>Tabulka 3: Počet cyklů před 1. a 2. sérií měření pro všechny použité kazety (identifikované pomocí čárových kódů)</i>	60
<i>Tabulka 4: Hodnoty plošné kerry v 1. sérii měření pro jednotlivé kazety</i>	68
<i>Tabulka 5: Hodnoty plošné kerry ve 2. sérii měření pro jednotlivé kazety</i>	69
<i>Tabulka 6: Výsledky porovnávání aproximačních křivek mezi 1. a 2. sérií všech kazet a aproximačních modelů pro oba peaky (kazety s nejlepšími výsledky pro daný parametr jsou zvýrazněny zeleně, kazety s nejhoršími výsledky pak červeně)</i>	87

<i>Tabulka 7: Výsledky 1. série měření 1. kazety (důležité parametry jsou zvýrazněny žlutě).....</i>	<i>89</i>
<i>Tabulka 8: Výsledky 2. série měření 1. kazety (důležité parametry jsou zvýrazněny žlutě).....</i>	<i>89</i>
<i>Tabulka 9: Číselné charakteristiky intenzity šedi počátku křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření.....</i>	<i>91</i>
<i>Tabulka 10: Číselné charakteristiky intenzity šedi vrcholu křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabulka 11: Číselné charakteristiky intenzity šedi konce křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření.....</i>	<i>95</i>
<i>Tabulka 12: Číselné charakteristiky intenzity šedi počátku křivky Pp (-) pro jednotlivé kazety a série měření.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabulka 13: Číselné charakteristiky intenzity šedi vrcholu křivky Pp (-) pro jednotlivé kazety a série měření.....</i>	<i>99</i>
<i>Tabulka 14: Výsledné p-hodnoty (Shapirův-Wilkův test pro ověření předpokladu normality) pro intenzity šedi sledovaných parametrů, zvlášť pro jednotlivé kazety a série měření (p-hodnoty se zamítnutou normalitou jsou zvýrazněny červeně).....</i>	<i>101</i>
<i>Tabulka 15: Výsledky testování shody mediánů sledovaných parametrů mezi 1. a 2. sérií jednotlivých kazet (číslo před závorkou vyjadřuje rozdíl mediánů (1. série-2. série), v závorce je uvedena výsledná p-hodnota Mannova-Whitneyova testu, výsledky se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně).....</i>	<i>102</i>
<i>Tabulka 16: Výsledné p-hodnoty (Levenův test pro ověření shody rozptylů) pro intenzity šedi sledovaných parametrů všech kazet, zvlášť pro jednotlivé série měření (p-hodnoty se zamítnutou shodou rozptylů jsou zvýrazněny červeně).....</i>	<i>103</i>
<i>Tabulka 17: Výsledné p-hodnoty (Kruskalův-Wallisův test pro ověření shody mediánů) pro intenzity šedi sledovaných parametrů všech kazet, zvlášť pro jednotlivé série měření (p-hodnoty se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně).....</i>	<i>104</i>
<i>Tabulka 18: Výsledky Dunnova testu s Bonferroniho korekcí pro porovnání mediánů jednotlivých dvojic kazet, těch parametrů a sérií měření, u nichž byl zamítnut předpoklad o shodě mediánů (číslo před závorkou vyjadřuje rozdíl mediánů (výsledek párového Z-testu) příslušných kazet, v závorce je uvedena výsledná p-hodnota, výsledky se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně).....</i>	<i>105</i>

Úvod

Radiodiagnostika je jednou ze základních metod diagnostiky v medicíně již od roku 1895, kdy fyzik Wilhelm Conrad Röntgen využil katodovou trubici a fotografickou desku pro zobrazení ruky své manželky. Od té doby prošla tato diagnostická metoda značným vývojem. Pro tuto práci je důležitý zejména vývoj záznamových médií. Pro záznam rentgenového obrazu se začaly postupně používat rentgenové filmy a zesilovací fólie a také se rozvíjely zesilovače obrazu. Zesílením výsledného obrazu bylo možné omezit dávku záření, které byl pacient vystaven, což bylo žádoucí od chvíle, kdy byly objeveny negativní dopady rentgenového záření na lidské tělo.

Jedním z důležitých milníků ve vývoji záznamových médií byl rozvoj digitalizace. Ta umožňuje minimalizovat dávky záření, které pacient obdrží, díky digitálnímu zpracování a tedy také možnosti zesílení obrazu. Další výhodou digitalizace je rychlejší zobrazení obrazu a snazší archivace výsledných obrazů. Pro tuto práci je zásadní skiografie, tedy snímkování. V dnešní době se již pro snímkování používá zejména přímá a nepřímá digitalizace. Přímá digitalizace (používající flat panely) je dražší variantou, zatímco nepřímá digitalizace byla pro nemocnice variantou levnější a také snazší na zprovoznění. Z těchto důvodů je stále nepřímá digitalizace často používána.

Cílem této práce bylo ověřit, zda dochází k degradaci kazet pro nepřímou digitalizaci vlivem ionizujícího záření. Tedy zjistit, zda existuje závislost mezi počtem cyklů jednotlivých kazet a zhoršením jejich obrazu. Problematikou degradace samotných kazet se doposud nikdo nezabýval. Pro hodnocení byla využita statistická analýza a také srovnání vytvořených aproximačních a predikčních modelů, popisujících tuto degradaci.

První část práce se zabývá teoretickým úvodem, je zde popsáno ionizující záření, jeho vznik, použití a účinky. Dále popisuje složení záznamových médií pro nepřímou digitalizaci, jejich funkci a také způsoby jejich degradace. V této části práce jsou také popsány základy zpracování obrazu a jsou zde zpracovány rešerše segmentačních metod a metod pro aproximaci a klasifikaci histogramu.

Základem praktické části je pak návrh a realizace experimentálních měření. Tímto byly získány snímky, provedené ve dvou sériích s časovým odstupem 5 měsíců. Sledováno bylo šest kazet, na každé bylo provedeno 10 měření v každé sérii. Výsledky tohoto experimentu bylo dále nutno vyhodnotit. Nejprve byly snímky zpracovány a segmentovány, poté z nich byla získána potřebná data pro další hodnocení. Hodnoceny byly rozdíly mezi jednotlivými kazetami v obou sériích, ale také rozdíly mezi první a druhou sérií každé z kazet. Data byla vyhodnocena pomocí statistické analýzy, predikčních modelů a také pomocí vizuálního a parametrického hodnocení aproximačních modelů.

Teoretická část

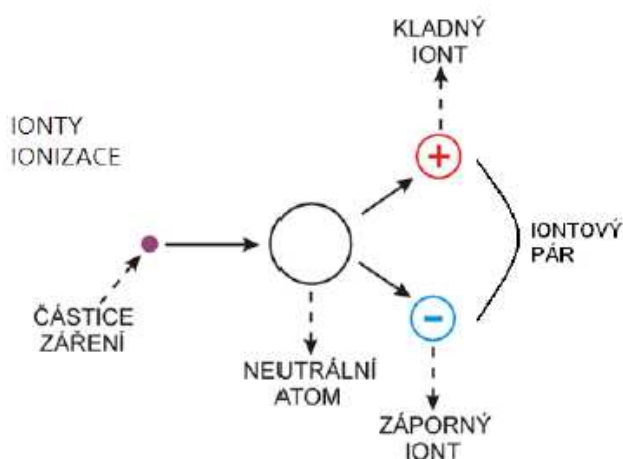
1 Ionizující záření

Záření (radiace) je proces, při kterém je přenášena energie, ale také hmota a informace, pomocí fyzikálních polí (vlnové záření – elektromagnetické vlny) nebo mikročástic (elektrony, protony, neutrony, jádra atomů). [11]

Prostředí, kterými se může záření šířit, jsou vakuum, nebo látkové prostředí, v němž dochází buď k rozptylu, nebo k absorpci záření. Příkladem může být šíření světla vesmírem ve vakuu, založené na zákonu setrvačnosti, nebo absorpce části světelného spektra (změna barvy vody z bezbarvé na modrou). [11] [13]

1.1 Popis ionizujícího záření

Jedná se o záření, které má dostatečně vysokou energii kvant, aby bylo schopno vyvolat ionizaci prostředí. K ionizaci dochází při vytržení elektronu z elektronového obalu atomu. K tomu je nutné dodat elektronu určitou minimální energii, větší než je vazbová energie v atomu. Pro nejjednodušší prvek (vodík) je tato energie rovna 13,6 eV (elektronvoltů). Vazbová energie klesá exponenciálně se vzdáleností od jádra atomu. Uvolněním elektronu z obalu vzniká z původně neutrálního atomu záporně nabitý iont a zbytek atomu poté zůstává kladně nabitý (*Obr. 1*). [11] [12]



Obr. 1: Ionizující záření [12]

Ionizující záření vzniká samovolně v přírodě (rozpad radionuklidů), nebo může být vytvořeno umělými zdroji záření. Přírodními zdroji jsou radionuklidy (radioaktivní prvky), například ^{40}K (draslík), ^{14}C (uhlík), uran, radium, radon a další. Tyto prvky pak tvoří přírodní pozadí spolu s kosmickým zářením (efektivní dávka průměrně 2,2 mSv/rok). Přírodní zdroje jsou pro medicínské účely nevhodné, proto jsou vytvářeny umělé zdroje záření. Hlavními umělými zdroji v lékařství jsou uměle vytvořené radionuklidy, urychlovače částic a rentgenová trubice (viz kapitola 2.2 Rentgenová trubice). [8] [14]

1.2 Rozdělení ionizujícího záření

1.2.1 Podle interakce záření s hmotou

Přímo ionizující záření je záření, jehož částice má dostatečný elektrický náboj a při průchodu přímo ionizuje okolní prostředí. Mezi takto ionizující záření patří například záření α , β a protonové. [11] [12]

Nepřímo ionizující záření je založené na předání kinetické energie částice bez elektrického náboje elektricky nabitě částici, schopné ionizovat okolní prostředí. Do této skupiny spadá například rentgenové nebo γ záření. [11] [12]

1.2.2 Podle typu částice

α - záření

Alfa záření je proud jader Helia, jedná se o velké a těžké radionuklidy. V porovnání s jinými typy záření má alfa záření velké ionizační schopnosti, avšak malý dolet (v plynech řádově centimetry). Pro odstínění stačí použít list papíru. Jeho energie leží v rozmezí od 4 do 9 MeV. Mezi prvky vyzařující α záření patří například ^{226}Ra nebo ^{239}Pu . [12]

β - záření

Beta záření se dělí na β^+ (proud pozitronů) a β^- (proud elektronů), jedná se o urychlený proud částic vzniklých v jádře prvku emitací elektronu při přeměně jaderného neutronu na proton. Pro odstínění lze použít hliníkovou desku. Energie běžných beta zářičů se pohybuje v řádech desítek keV až jednotek MeV. [12] [13]

Beta záření má ve srovnání se zářením alfa menší ionizační schopnosti, ale větší dolet. Jeho částice jsou mnohem menší a lehčí a jejich dolet je při maximální energii 2 MeV okolo 8 m ve vzduchu. Skutečná vzdálenost, kterou elektron urazí, může být až čtyřnásobně větší z důvodu zakřivení trajektorie. Do skupiny prvků vyzařujících beta záření řadíme například ^{60}Co , ^{137}Cs nebo ^{192}Ir . [12] [13]

Fotonové záření

Zahrnuje γ záření a rentgenové záření. Pro odstínění se používá například plát olova nebo beton.

γ - záření

Gama záření vzniká při přechodu jádra z excitovaného do stabilního stavu. Tento děj je doprovázen vyzařením excitační energie ve formě fotonu. Jedná se o elektromagnetické záření o vlnové délce 10^{-11}m až 10^{-13}m . Energie tohoto záření je v rozmezí 0,05 až 5 MeV. [12] [13]

X – záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření, které je popsáno v kapitole 2 Rentgenové záření v medicíně. Nejčastěji používané vlnové délky pro lékařské použití se nacházejí v intervalu od 10^{-9}m do 10^{-12}m (obecně 10^{-8}m do 10^{-12}m), při energii fotonů 10 až 200 keV. [12] [13]

Vztah pro výpočet energie fotonu:

$$E = h \cdot f = h \cdot \frac{c}{\lambda} \quad (1)$$

kde h – Planckova konstanta
 f – frekvence záření
 c – rychlost šíření záření ve vakuu
 λ – vlnová délka záření [12]

V běžné praxi radiační ochrany se pro záření α , β^- , γ a rentgenové záření považuje za hranici energie, schopné způsobit ionizaci, hodnota 5 keV. [11]

1.3 Základní veličiny ionizujícího záření

Polčas přeměny (T (s, min, h, r)) – doba, za kterou se přemění polovina radioaktivních jader ve vzorku.

Aktivita (A (Bq)) – počet radioaktivních jader přeměněných v látce za jednotku času. Její velikost klesá exponenciálně s časem.

Energie emitovaných částic (E (J, eV)) – je dána radionuklidem, který energii vyzařuje. Ovlivňuje například dolet, ionizaci. Vzorec pro její výpočet je uveden v rovnici (1). Převod mezi jednotkami odpovídá rovnici $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$.

Fluence částic (Φ (m^{-2})) – neboli hustota prošlých částic. Popisuje pole záření. Jedná se o počet částic, které prošly plochou s určitým plošným obsahem.

Příkon fluence částic (ϕ ($\text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$)) – jedná se o hustotu toku částic, neboli nárůst fluence částic za určitý čas. Příkon fluence energie, který byl dříve označován také jako intenzita záření, je definován stejným způsobem (hustota toku energie; $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$).

Absorbovaná dávka (D (Gy)) – je energie, absorbovaná ozařovaným materiálem v jednotce hmotnosti a v daném místě. Jednorázová smrtelná dávka se pohybuje mezi 8 Sv a 10 Sv.

Dávkový příkon (\dot{D} ($\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$)) – je definován jako přírůstek dávky za čas.

Kerma (K (Gy)) – je celková kinetická energie nabitých částic, uvolněných při nepřímém ionizujícím záření daného objemu a hmotnosti látky. V případě, že je energie záření menší než 3 MeV, může být kerma nahrazena absorbovanou dávkou.

Ekvivalentní dávka (H (Sv)) – je součtem všech absorbovaných dávek ve tkáni vynásobeným pro každé ozářené místo radiačním váhovým faktorem (w_R). Radiační váhový faktor nabývá různých hodnot podle druhu záření. Hodnoty 1 nabývá pro elektrony a fotony (tedy v případě rentgenového záření lze říci, že ekvivalentní dávka je rovna absorbované dávce), dále například pro α - záření $w_R = 20$.

Efektivní dávka (E (Sv)) – lze vypočítat z ekvivalentních dávek ve všech tkáních a orgánech lidského těla, ve kterých došlo k ozáření. Jednotlivé dávky se vynásobí příslušným tkáňovým váhovým faktorem (w_T) a všechny se sečtou. Tkáňový faktor nabývá největší hodnoty u gonád (0,20), dále pak například v plicích a žaludku (0,12) a dále klesá. Součet všech váhových faktorů jednotlivých orgánů a tkání v lidském těle je roven 1.

Expozice (X ($\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$)) – je definována jen pro vzduch. Jedná se o celkové množství elektrického náboje, který vznikne po ozáření. [12] [14] [15]

2 Rentgenové záření v medicíně

V této kapitole je popsáno rentgenové záření, jeho vznik, účinky, ochrana před ním a také vyšetřovací metody, při kterých se využívá.

2.1 Vlastnosti rentgenového záření

Jak již bylo řečeno výše, jedná se o elektromagnetické záření, jehož vlnové délky se v radiodiagnostice pohybují v rozmezí 10^{-9}m do 10^{-12}m . Šíří se přímočaře rychlostí světla a je neviditelné. Intenzita záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti. Při průchodu hmotou se částečně absorbuje a dále na ni působí. Z hlediska radiologie je důležité, že absorpce záření není v jednotlivých tkáních homogenní. Proto lze na rentgenovém snímku snadno rozpoznat zejména kosti, ale také další tkáňové struktury. [8]

Rentgenové záření je schopno pronikat hmotou, kde se částečně absorbuje, rozptyluje a vytváří elektronové páry. Při dopadu záření na některé látky vyvolává luminiscenční efekt (světélkování) a fotochemický efekt (schopnost přerušit vazby v halogenidech stříbra a vytvořit tak neutrální atomy stříbra a bromu). Dále je schopno vyvolat excitaci atomů (nabuzení) a ionizaci, tedy vyrazit elektron z atomu. Čím má záření větší intenzitu, tím je větší i ionizace. [8]

Interakce rentgenového záření s hmotou je podrobně rozepsána v kapitole 3.2 Interakce ionizujícího záření s hmotou.

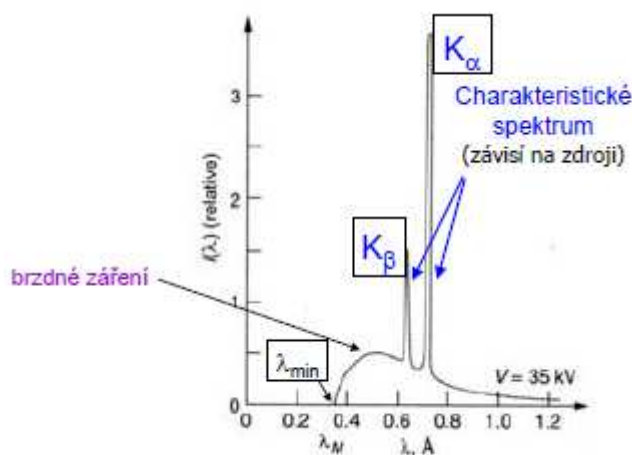
2.2 Rentgenová trubice

Rentgenová trubice neboli rentgenka je skleněná trubice, která je vakuovaná a uložena v olověném krytu tak, aby z ní záření unikalo jen vymezeným směrem. Skládá se z kladné anody (A) a záporné katody (K). Hlavním materiálem pro katodu i anodu je wolfram, protože má dostatečně vysokou teplotu tání ($3300\text{ }^{\circ}\text{C}$) a také proto, že tvoří kvalitní záření. Pro anodu lze dále použít například molybden (při mamografii), rhenium nebo grafit. Rentgenka je kryta pouzdrům (nejčastěji hliníkovým), které má zevnitř vrstvu olova. Rentgenka obsahuje otvor, kterým vychází primární svazek záření. Tento otvor obsahuje také primární clonu (filtr), případně další filtry, které vymezují nebo filtrují záření. [8]

2.2.1 Princip vzniku rentgenového záření

Katoda je žhavana na teplotu přes $2000\text{ }^{\circ}\text{C}$, čímž jsou uvolňovány elektrony (tento jev se nazývá termoemise). Velikost žhavicího proudu (dodávaného žhavicím transformátorem) je 10 V a $7\text{--}10\text{ A}$. Množství vzniklého záření lze ovlivnit velikostí katodového napětí. Díky zapojení vysokého napětí (anodového) o velikosti 17 kV až 150 kV mezi katodou a anodou jsou poté elektrony urychlovány a dopadají v úzkém svazku na anodu. Při dopadu jsou elektrony prudce zabrzděny, přičemž se $99\text{ }\%$ jejich kinetické energie mění na teplo a pouze $1\text{ }\%$ na rentgenové záření. [8] [9]

Rentgenové záření se dělí na brzdné a charakteristické záření a jeho spektrum je zobrazeno na Obr. 2. Brzdné záření vzniká zabrzděním elektronu při dopadu na anodu, změna jeho rychlosti pak způsobí vznik elektromagnetické vlny. Spektrum vzniklé brzdným zářením je spojité. Jeho energie závisí na rychlosti elektronů a nemá na ni vliv materiál anody. Charakteristické záření vzniká při vyražení elektronů z anody. Jeho spektrum je čárové a výsledná energie závisí na materiálu anody. [51]

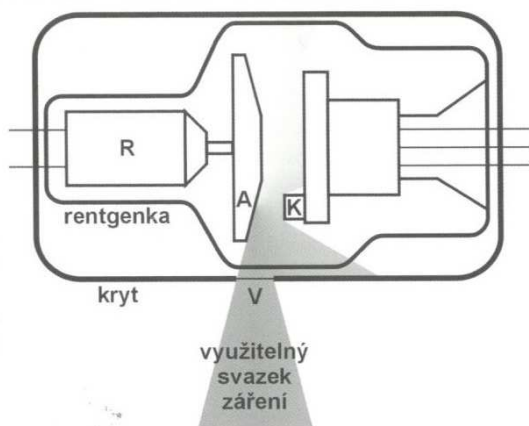


Obr. 2: Spektrum rentgenového záření [51]

2.2.2 Rozdělení podle konstrukce

Z důvodu vysokého ohřevu je nutno z anody teplo odvádět, aby nedošlo k jejímu poškození. Konstruují se rentgenky s rotační anodou a rentgenky s pevnou anodou. Ty s pevnou anodou mají anodu tvořenou dutou trubicí, která je zevnitř ochlazována pomocí chladicího oleje. Systém s rotační anodou využívá zkosení povrchu anody o 19° , přičemž elektrony dopadají vždy na tuto zkosenou část. Díky rotaci anody pak elektrony nedopadají na anodu stále na jedno místo, ale dojde k rozprostření tepelného působení na větší plochu. Schéma této rentgenky je zobrazeno na Obr. 3, R značí rotor, A anodu, K katodu a V výstupní okénko. [8] [9]

Rentgenky obsahují rotor (uvnitř vakuové části rentgenky) a stator (vně vakua rentgenky). Mohou rotovat rychlostí až 11000 otáček/minutu. Rentgenky jsou omezeny maximální teplotou, kterou vydrží anoda bez poškození, maximální zatížitelnost bývá 20 kW až 50 kW. [8]



Obr. 3: Schéma rentgenky s rotační anodou [9]

2.2.3 Funkce rentgenky

Při sepnutí expozice dojde nejprve k nážhnutí katody a roztočení anody. Dokud nejsou připraveny na maximum, je expozice blokována. Poté se přivede vysoké napětí, které umožní elektronům přesun k anodě. Díky tomu může vznikat zpoždění mezi stiskem tlačítka a expozicí

(desetiny sekund). Energie záření je přímo ovlivněna anodovým napětím (v medicíně je většinou v rozmezí 50-120 kV), intenzita záření závisí na anodovém proudu. [8]

2.2.4 Primární záření

Vzniká v rentgence dopadem elektronů na ohnisko anody. Poté se šíří jako kuželovitý svazek směrem ke sledovanému objektu. Paprsky primárního záření mají různé vlnové délky. Pro tvorbu rentgenového obrazu se používají pouze paprsky s krátkou vlnovou délkou, které jsou schopny projít lidským tělem. Ostatní vlnové délky je nutno odfiltrovat primární clonou, protože by zatěžovaly pacienta radiační dávkou, ale neměly by efekt na diagnostiku. [52]

2.2.5 Sekundární záření

Vzniká při průchodu primárního záření hmotou. Při průchodu objektem se začne šířit do různých směrů, částečně vlivem Comptonova rozptylu (viz kapitola 3.2.2 Comptonův rozptyl) a částečně absorpcí. Patří sem také záření, které uniká přímo krytem rentgenky. Zhoršuje kvalitu výsledného rentgenového obrazu, zejména kontrast a ostrost, ale také vystavuje personál záření. [8]

Sekundární záření může být také užitečné, a to proto, že při průchodu různými materiály na sebe váže informace o jejich složení. Při detekci sekundárního záření a při jeho analýze lze tyto informace zpětně získat a zjistit tak například složení daného materiálu. [8] [11]

2.2.6 Clonění svazku záření

Je důležitým prvkem pro získání kvalitního obrazu. Clony se rozdělují na primární a sekundární.

2.2.6.1 Primární clona

Vymezuje primární záření tak, aby byl svazek jen tak široký, jak je nutné pro ozáření. Účelem primární clony je co nejvíce eliminovat přebytečné záření na pacienta (ozáření pouze té oblasti, která je vyšetřována), ale také snížení množství sekundárního záření, a tím zvýšení ostrosti a kontrastu výsledného obrazu a dále pak odfiltrování měkkého záření. [8]

Součástí primárních clon jsou olověné lamely, které omezují velikost svazku záření. Ty mohou být kruhové nebo obdélníkové. Dále je zde pak světelné zařízení, které při vyšetření zobrazuje oblast, která bude ozářena. Pro vyšetření menších oblastí (například u zubních, ušních rentgenů nebo mamografů) se používají tubusy, které značně sníží vznik sekundárního záření. Na konci tubusů bývá 3 mm široký hliníkový filtr, který filtruje měkké záření. [8]

2.2.6.2 Sekundární clona

Filtruje záření tak, aby ve výsledném obraze zůstala jen užitečná informace. Ze svazku záření odstraní veškeré záření, které nemá směr primárního záření (sekundární záření). Toho je docíleno filtrem s olověnými lamelami, které směřují do ohniska v rentgence tak, aby propustily záření, které je z ní vyzařováno, ale aby přitom filtrovaly záření z jiných směrů, která by mohla do obrazu zanést šum. Lamely nejsou tak tenké, aby neabsorbovaly také část primárního svazku, čímž dochází ke snížení expozice. Tuto skutečnost lze vyrovnat zvýšením expoziční hodnoty. [8]

Sekundární clony jsou umístěny mezi pacientem a záznamovým médiem a často jsou vestavěny přímo ve skiagrafickém přístroji. Tyto clony tedy nemají vliv na množství záření, které působí

na pacienta, ale ovlivňují pouze výsledný obraz. Musí být umístěny ve správné vzdálenosti od zdroje, správně orientovány a uloženy pod vhodným úhlem, jinak může dojít ke znehodnocení výsledného obrazu. [8]

2.3 Zobrazovací metody využívající rentgenové záření

Přinášejí možnost zobrazit strukturu a uložení jednotlivých sledovaných objektů. V medicíně jde zejména o zobrazení části těla pacienta. Lze tak kontrolovat jak anatomické struktury, tak případné cizí předměty v těle a jejich umístění. Základní rozdělení je například podle toho, zda snímáme pohyblivý obraz nebo statický. Rentgenové přístroje se mohou lišit podle toho, na jakou anatomickou část budou použity (například tomografy, mamografy nebo přístroje pro zubní lékařství). Tato kapitola popisuje pouze základní vyšetřovací metody. Existují také složitější přístroje, specializované na konkrétní vyšetření, například počítačová tomografie, angiografie nebo mamografie. [8] [9]

Standardní formát obrazů v medicíně je DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Snímky, které jsou získány v digitální podobě, jsou uloženy v digitálním archivu dané nemocnice PACS (Picture Archiving and Communication System). Tento archiv slučuje osobní informace pacienta s příslušnými pořízenými obrazovými daty. Výhodou je snadná archivace, zpracování a přístup ke všem snímkům pacienta. [9]

2.3.1 Vznik rentgenového obrazu

Záření vzniklé v rentgence prochází trojrozměrným objektem a zachycuje informaci o tkáních (nebo materiálech), kterými prošlo. Jednotlivé části objektu absorbují záření různě, díky čemuž jsme schopni rozeznat jednotlivé části tkání v obraze. Výrazné jsou zejména kosti, protože absorbují více záření. Oblasti na snímku jsou pojmenovány jako projasnění (tkáň, které absorbují méně) a zastínění (tkáň, které absorbují více). Vyvolaný snímek většinou bývá negativem, tedy tmavší oblasti jsou označovány jako projasnění a světlejší jako zastínění. [8]

Pro lékařské účely se často provádějí dvě projekce, a to předozadní a boční. Tento postup umožňuje lépe lokalizovat jednotlivé struktury a jejich uložení v prostoru.

2.3.2 Skiografie (snímkování)

Jedná se o základní způsob vyšetření. Svazek záření, který vznikl v rentgence, je zacílen na vyšetřovanou oblast. Při průchodu záření tkání dochází k jeho rozptylu a absorpci. Pod objektem je umístěn fotografický film, který záření zachytí. Poté lze tento obraz vyvolat a získat tak snímek. Pro prohlížení těchto snímků se používá negatoskop, který vydává světlo, zvýrazňující obraz. Nevýhodou této metody je, že snímky musí být pečlivě uschovány, aby se z nich nevymazala užitečná informace. [8]

V dnešní době se většinou používá digitální zpracování, které je dále rozepsáno níže. Digitalizace při rentgenových vyšetřeních má značné výhody. Hlavními výhodami je snížení dávky záření působící na pacienta, kvalitnější výstupní obraz a v neposlední řadě snazší a efektivnější možnost uchování a úpravy obrazu po jeho vyvolání (například jas nebo kontrast). [8]

2.3.2.1 Nepřímá digitalizace

Je označována také jako výpočetní radiografie (anglicky computed radiography – CR). Pro zachycení záření, které prošlo tělem pacienta, jsou použity fólie s vrstvou citlivou na rentgenové záření (nejčastěji fosforovou). Působením záření na fólie vzniká latentní obraz, který je závislý na množství tohoto záření. Fólie jsou uloženy v kazetách, které se poté vloží do digitizéru (čtecího zařízení). V něm je z kazety vyjmuta fólie, po jejímž naskenování je zaznamenaná informace přečtena, čímž získáme obraz. Dále je fólie laserem vymazána, a tím je připravena na další použití. Doba od expozice do získání obrazu trvá přibližně 0,5-2 minuty. Kazety používané pro nepřímou digitalizaci jsou dále podrobně popsány v kapitole 3.1 Záznamová média nepřímé digitalizace. [8]

Při skenování se čte také čárový kód použité kazety. Je tedy zdokumentováno, kolikrát byla daná kazeta naskenována, ale nelze určit, kolikrát byla ozářena. Výsledkem je digitální obraz, který můžeme zobrazit na monitoru a dále zpracovávat na počítači. Zobrazení na monitoru umožňuje například přiblížit lékaři část obrazu, která ho právě zajímá. Nevýhodou nepřímé digitalizace je, že ji nelze využít při skiaskopii. [8]

2.3.2.2 Přímá digitalizace

Bývá označována také jako digitální (přímá) radiografie (anglicky DR – digital (direct) radiography). Rentgenové záření, které prošlo objektem, je již v přístroji převedeno na elektrický signál (digitální). Není potřeba manipulovat s kazetami a vkládat je do digitizéru. Převod signálu je také rychlejší než v případě nepřímé digitalizace. Snímek je možné zobrazit již po několika vteřinách od expozice. [8]

Obrazové detektory jsou uloženy do ploché matice (flat panelů), pod kterými je umístěna skleněná deska s maticí tranzistorů (TFT – tenký film tranzistorů). Každý detektor má přiřazen jeden tranzistor, kondenzátor a sběrné vodiče. Tranzistory mají konkrétní souřadnice, čímž lze určit přesnou polohu detekovaného fotonu rentgenového záření. Pomocí AD převodníku je poté signál převeden do obrazové matice v počítači a je tak vytvořen obraz. Konverze záření na elektrický signál může být přímá nebo nepřímá. Přímá využívá polovodičových obrazových elementů ze selenu a nepřímá luminiscenčního materiálu a fotodiod. Detektory mohou také využívat technologie CCD snímačů a dalších. [52] [58]

2.3.3 Skiaskopie

Při tomto vyšetření působí záření na tkáň kontinuálně. Můžeme tedy zaznamenat pohyb objektu nebo jeho části a zobrazit jej na obrazovce v reálném čase, což je hojně používáno například při operačních výkonech, zavádění katétrů, angiografii a podobně. Záření je zachyceno skiaskopickým štítem, který využívá luminiscenční vrstvy schopné změnit svazek záření na světlo. Prostřednictvím zesilovače a videokamery je poté obraz převeden do monitoru. Nevýhodou této metody je nižší kontrast a rozlišení obrazu a také vyšší radiační zátěž pro pacienta. Značnou výhodou je právě sledování obrazu v reálném čase v pohybu. [8]

2.4 Biologické účinky rentgenového záření

Záření, které se v organismu absorbuje, na něj má negativní efekt, ovlivněný především excitací a ionizací. Může dojít například k poškození DNA, genetickým změnám nebo vzniku zhoubných nádorů. Nejcitlivější na záření jsou buňky v oblasti břicha a pánve, protože jde o buňky, které se dále

dělí. Proto by se také měla zvažovat indikace záření u dětí, protože v průběhu vývoje mají citlivější téměř všechny buňky. [9]

Biologické účinky rentgenového záření se dělí na deterministické a stochastické.

2.4.1 Deterministické účinky

Jsou také uváděny jako prahové účinky, protože vznikají až po překročení určitého prahu dávky. Jako hranice pro vznik těchto účinků se pro dospělého člověka považuje dávka 0,7 Gy, ale může se různit v závislosti na druhu tkáně. S rostoucí dávkou (nad zmíněnou hranicí) se pak zvyšuje také závažnost poškození. Deterministické účinky se projevují brzy po ozáření (v řádu dní nebo týdnů) a při vysokých dávkách mohou vést až k nekróze tkáně. Patří mezi ně například akutní nemoc z ozáření nebo lokální účinky na kůži, dále může dojít ke snížení krvetvorby, někdy až ke sterilitě jedince. [14]

2.4.2 Stochastické účinky

Stochastické, neboli neprahové účinky, mohou vzniknout i při jediném ozáření. S rostoucí dávkou se zvyšuje pravděpodobnost vzniku poškození, ale závažnost poškození na ní nezávisí. Reakce na tyto účinky může trvat řádově několik let, ale může se také přenést do další generace. Následkem stochastických účinků může být například vznik zhoubných nádorů nebo genetických změn. [14]

Tabulka 1: Průměrné efektivní dávky při vybraných vyšetřeních dospělých osob [9]

Vyšetření (zdroj)	Efektivní dávka
přírodní pozadí	3 mSv/rok
snímek zubu (intraorální)	0,005 mSv
snímek končetin a kloubů (mimo kyčelních)	<0,01 mSv
snímek hrudníku (zadopřední projekce)	0,02 mSv
snímek hrudníku (zadopřední a bočná projekce)	0,1 mSv
snímek lebky	0,1 mSv
snímek břicha	0,7 mSv
snímek bederní páteře	1,5 mSv
vylučovací urografie	3 mSv
kontrastní vyšetření žaludku nebo tlustého střeva	6-8 mSv
CT hlavy	2 mSv
CT hrudníku nebo břicha	7-8 mSv
angiografie hlavy a/nebo krku	5 mSv
scintigrafie skeletu	6 mSv

Z důvodu výše popsaných rizik je samozřejmé, že je nutno sledovat dávku záření použitou na jednotlivé osoby a jejich orgány. *Tabulka 1* uvádí průměrné efektivní dávky pro jednotlivá rentgenová vyšetření různých oblastí. U rentgenového záření platí, že 1 mGy odpovídá 1 mSv. [14]

Tuto dávku je potřeba pokud možno co nejvíce omezit, ideálně zvolit méně rizikový způsob vyšetření (například endoskopii, magnetickou rezonanci nebo ultrazvuk). Tato problematika je ošetřena zákonem č. 263/2016 Sb. a souvisejícími vyhláškami (především Vyhláškou 422/2016 Sb.) Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Pro dosažení zvýšení bezpečnosti pacientů i pracovníků byly zavedeny limity pro ozáření (viz *Tabulka 2*), které musí každé pracoviště dodržovat. [12] [16]

Zmíněné limity neplatí pro lékařské ozáření, u toho jsou nastaveny tzv. diagnostické referenční úrovně (v zájmu snahy o použití co nejmenší dávky vzhledem k získání dostatečně kvalitního výstupu - snímku). Je nutno řídit se pravidlem, aby medicínský přínos ozáření pacienta převažoval míru rizika, která z účinků rentgenového záření vyplývá. [12]

Pro radiační ochranu je zásadní, aby byly zcela vyloučeny deterministické účinky záření a aby se snížilo riziko vzniku stochastických účinků na rozumnou mez. [14]

Tabulka 2: Limity pro omezování ozáření [16]

Veličina	Obecné limity	Limity pro radiační pracovníky
efektivní dávka celotělového ozáření za kalendářní rok	1 mSv	20 mSv
ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	15 mSv	50 mSv
ekvivalentní dávka v 1 cm ² kůže za kalendářní rok	50 mSv	500 mSv

2.5 Ochrana před rentgenovým zářením

Při využití rentgenového záření je důležité dodržovat přísné bezpečnostní předpisy. Každý pracovník, který pracuje v oblastech, kde se vyskytuje rentgenové záření, musí mít dozimetr pro zaznamenání dávky záření, kterému byl vystaven, aby nebyly překročeny výše uvedené limity. [15]

2.5.1 Ochrana pacientů

Je značně omezená, protože pacient musí být vyšetřen. Pacienti mohou být chráněni například tím, že se zvolí jiný druh vyšetření nebo se omezí dávka záření. V případě působení rentgenového záření například na končetiny lze chránit orgány citlivé na ionizující záření ochrannými pomůckami. Základní ochranou je být vystaven účinkům záření po co nejkratší dobu. [12] [15]

2.5.2 Ochrana pracovníků

Časem – tedy být vystaven záření jen po nezbytně dlouhou dobu. Tento čas se dá zkrátit například přesným naplánováním průběhu vyšetření a přípravou pracovního prostředí.

Vzdáleností – expoziční příkon klesá se vzdáleností od zdroje s její druhou mocninou. Pracovníci by tedy měli udržovat co největší odstup od zdroje záření, pokud jim to pracovní úkol povolí.

Stíněním – použitím ochranných pomůcek (plášťů, zástěr, límců, brýlí), se záření odstíní. [12] [15]

3 Degradace materiálů působením ionizujícího záření (záznamová média a jejich degradace)

Tato kapitola se zabývá materiály a degradací kazet pro nepřímou digitalizaci. K degradaci dochází na základě ionizujícího záření, které působí na jednotlivé vrstvy kazety různě, ale také díky působení laseru při čtení a mazání kazet. Působení laseru je tedy přímo spojené s degradací na základě ionizujícího záření, protože při každém vyvolání dochází také k laserovému mazání kazety. [54]

V průběhu získávání informací a materiálů k této práci se ukázalo, že přesné materiálové složení záznamových desek je považováno za obchodní tajemství a není běžně poskytováno. Proto je v následující kapitole popsána degradace materiálů pouze obecně, a to působením ionizujícího a laserového záření. Různé složení rentgenových kazet, ať už v nich uschovaných fólií nebo jejich krytu, může mít vliv na jejich degradaci a kvalitu výsledného obrazu.

3.1 Záznamová média nepřímé digitalizace

Nepřímá digitalizace přímo navazuje na filmovou radiografii, při které byl používán radiografický film. V rámci digitalizace se používá paměťová fosforová fólie (případně selenová a další), která je uschována v kazetách. Tyto paměťové fólie jsou vyrobeny z fosforového materiálu (BaFCl), nebo z mikrokryсталů na bázi CsI , citlivých na rentgenové záření. Fólie absorbuje rentgenové záření a udrží kvalitní latentní obraz i několik hodin. Po digitalizaci obrazu je kazeta vymazána, obrazová informace je uložena do nemocničního systému a může být použita znovu. Životnost kazety je obvykle 10000 až 30000 cyklů, pokud není mechanicky poškozena a vyřazena z tohoto důvodu. [52] [59]

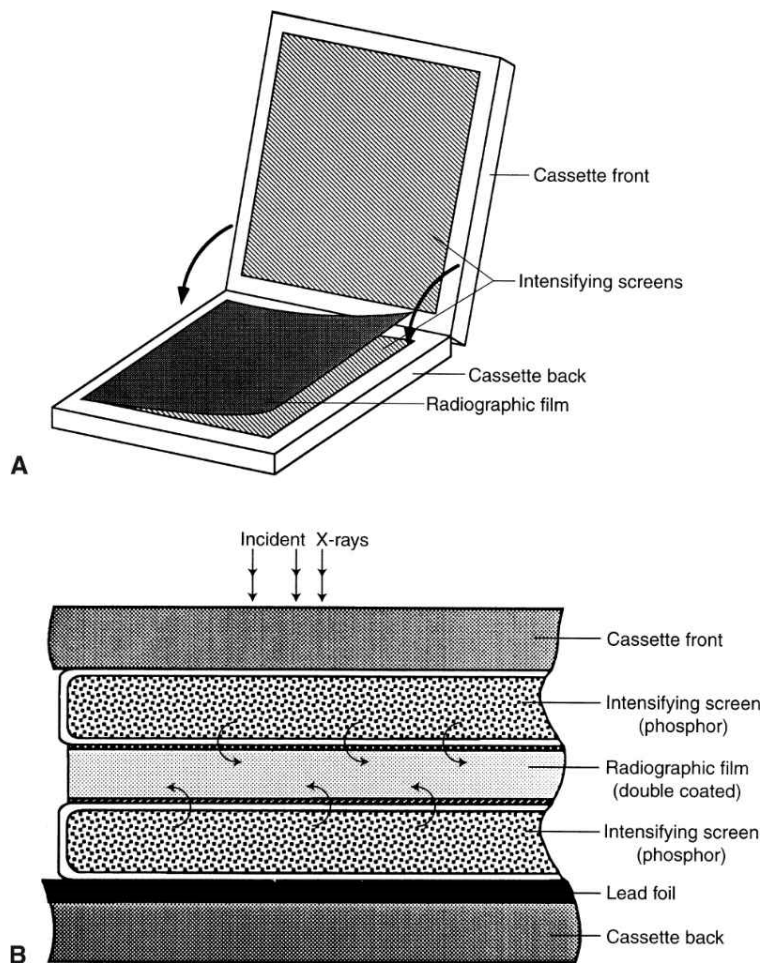
3.1.1 Konstrukce CR kazet

Základem je paměťová fólie, která je uložena v pevné kazetě a která může mít různé velikosti v závislosti na velikosti sledovaného objektu. Tloušťka paměťové fólie je obvykle 0,1 až 0,3 mm. Fólie obsahuje emulzní vrstvu z jedné nebo z obou stran. Tato vrstva je tvořena želatinou a krystaly například stříbrných halogenidů (AgBr a jiné). Krystalická mřížka materiálu fólie umožňuje zachytit a uchovat rentgenové záření v tzv. „pasti“. [52] [55]

Konstrukce kazety a její jednotlivé vrstvy jsou zobrazeny na *Obr. 4*. Horní část obrázku (A) znázorňuje otevřenou CR kazetu, dolní část obrázku (B) popisuje řez kazetou. Kazeta je tedy složena z přední strany (Cassette front), následují dvě fosforové zesilovací vrstvy (Intensifying screens), mezi kterými je uložena paměťová fólie (Radiographic film), a nejnižší je uložena zadní vrstva kazety (Cassette back). Většina obrazu zachyceného fólií pochází ze zesilovacích vrstev, které emitují při působení rentgenového záření světlo (95 % ozáření). Pouze 5 % celkového ozáření fólie je způsobeno vlivem ionizace. Zadní vrstva kazety obsahuje olověnou vrstvu (Lead foil), která je navržena tak, aby zastavila rentgenové záření, které proniklo celou šířkou kazety. [56] [57] [58]

Zesilovací fólie se skládají ze čtyř vrstev. K fólii přiléhá ochranná vrstva, která chrání fosforovou vrstvu, musí být odolná proti poškrábání a snadno čistitelná. Následuje fosforová vrstva (aktivní vrstva), reflektivní vrstva (oxid titaničitý) a základová vrstva (zpravidla plastová). Hlavním důvodem použití zesilovacích vrstev je snížení dávky záření působící na pacienta. Zesilovací fólie musí být odolné vůči

poškození, které by vedlo k nerovnoměrné světelné emisi při působení rentgenového záření. V případě přítomnosti nečistot mezi fólií a ochrannou vrstvou dochází ke vzniku obrazových artefaktů. [57] [58]



Obr. 4: Konstrukce kazety pro nepřímou digitalizaci [56]

3.1.2 Materiály záznamových médií

Výrobou a prodejem záznamových médií se zabývá i v České Republice velké množství firem. Pro mou práci je nejdůležitější společnost Kodak, protože záznamová média ve Fakultní nemocnici Ostrava jsou právě od této firmy.

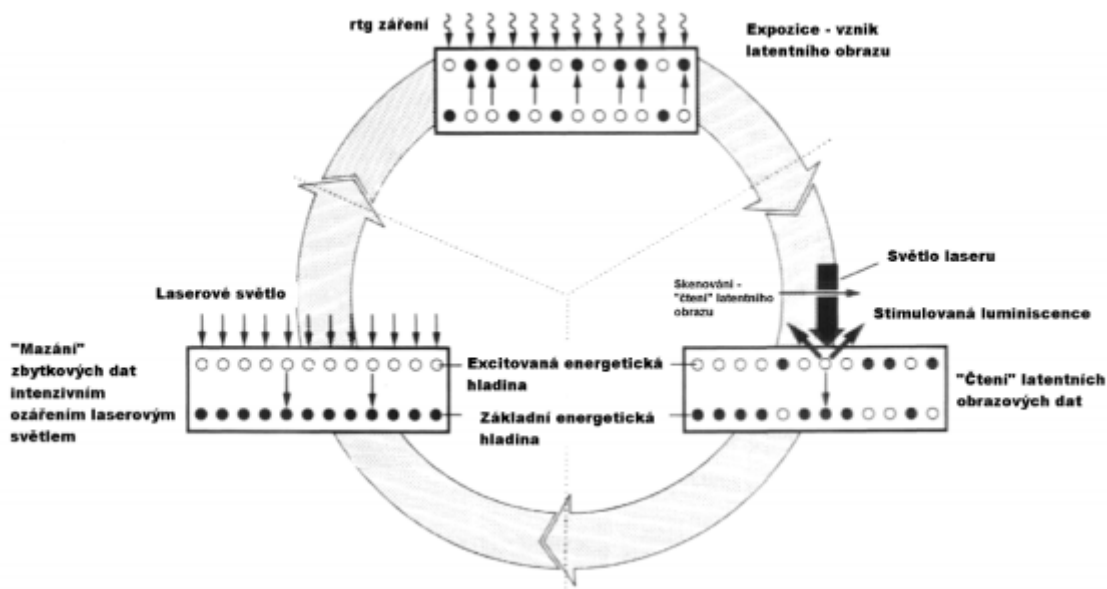
Paměťová fólie může být vyrobena z různých druhů scintilačních materiálů. Používají se materiály dotované Europium - bariumfluoridchloridem BaFX:Eu^{2+} , kde X jsou halogenidy fosforu (Cl, Br, I), ale také další, například krystaly halogenidů stříbra. Hlavním předpokladem vybraného materiálu je, aby byl citlivý na rentgenové záření. Zesilovací vrstvy jsou tvořeny pláty luminiscenčních fosforových krystalů. [55] [57] [59]

Přední vrstva kazety musí být pevná, nepropustná pro světlo, ale snadno propustná pro rentgenové záření. Bývá vyráběna z polykarbonátů (bakelit), hliníku, hořčíku a uhlíkových vláken. Zadní vrstva kazety je vyráběna z těžších materiálů (například olovo), aby absorbovala rentgenové záření a zabránila tak jeho zpětnému rozptylu, který by do obrazu zanesl šum. [57] [59]

3.1.3 Princip zápisu, čtení a vymazání obrazu z kazety

Kazety pro nepřímou digitalizaci pracují na principu fotoluminiscence. Nejprve dochází k expozici kazety. Rentgenové záření je v aktivní fosforové vrstvě přeměněno na světelné záření. Elektrony jsou po absorpci záření uvolněny ze základní energetické hladiny do excitované energetické hladiny, kde mohou zůstat až několik hodin. Elektronové náboje mají různou hustotu v závislosti na energii rentgenového záření, která na ně působila. Rozložení elektronů v obou energetických hladinách tvoří latentní obraz. [52] [55] [59]

Kazetu je poté nutno identifikovat (čárovým kódem) a vložit do čtečky (skeneru), která obsahuje zpravidla helium-neonový laser a rotující zrcadlo (pro postupné rozvedení laseru po celé fólii). Zde je fólie vytažena z kazety. Poté je fólie vystavena fotostimulaci červeným laserovým paprskem o energii přibližně 2 eV, čímž se elektrony převedou zpět do základní hladiny a přitom vyzáří pohlcenou energii ve formě modrého záření (barva záření závisí na materiálu zesilovací fólie). Modré světlo o energii přibližně 3 eV je registrováno fotonásobičem a analogově digitálním převodníkem je vytvořen digitální obraz. Pro vymazání zbylých dat z kazety se používá intenzivní bílé laserové světlo, které fólii vymaže. Fólie je poté uložena zpět do kazety a může být opět použita. Princip celého procesu záznamu, čtení a mazání kazety je graficky znázorněn na Obr. 5. [52] [55] [59]



Obr. 5: Princip nepřímé digitalizace [52]

3.2 Interakce ionizujícího záření s hmotou

Průběh interakce závisí na charakteru záření, kinetické energii a složení látky. K interakci může dojít s určitou pravděpodobností, přičemž platí, že čím větší je atom, tím větší je také pravděpodobnost interakce. Základními interakcemi, ke kterým dochází při průchodu ionizujícího záření hmotou, jsou absorpce, rozptyl, konverze na jiné záření. Část záření je možno odstínit nebo filtrovat, aby na kazetu působila pouze užitečná část záření. Toho je dosaženo již v rámci ochrany pacienta před vysokými dávkami záření. Základní interakcí je ionizace, která zapříčiňuje největší energetickou ztrátu záření. [53]

3.2.1 Luminiscenční efekt

Speciální látky při interakci s ionizujícím zářením emitují světlo (například fosforové materiály, ZnS, CdS a další). Fotoluminiscenční efekt se dělí na fluorescenci a fosforescenci. Fluorescence vyzařuje světlo okamžitě a pouze po dobu působení ionizujícího záření. Fosforescence vyzařuje světlo i po ukončení působení ionizujícího záření. Fosforescence je při získávání rentgenového obrazu nežádoucí, protože zpožděné záření může v obraze zvyšovat hladinu šumu i po ukončení expozice. [53] [56]

3.2.2 Comptonův rozptyl

Jedná se o interakci záření se slabě vázaným elektronem hmoty (ve vnějších elektronových obalech). Dochází k ní tehdy, pokud je energie záření nižší než vazebná energie elektronu. Při interakci dochází ke změně vlnové délky a energie fotonu a také k rozptylu záření všemi směry. Při odražení do směru záření by mohlo dojít ke vzniku zpětného sekundárního záření, které je zastaveno olověnou deskou zadní vrstvy kazety. Čím vyšší je energie, tím nižší je pravděpodobnost vzniku Comptonova rozptylu. Comptonův rozptyl je základem sekundárního záření. [53]

3.2.3 Fotoefekt

Jedná se o interakci záření s elektronovým obalem. Dochází k ní, pokud je energie záření vyšší než vazebná energie elektronu. V důsledku absorpce rentgenového záření dochází k uvolnění elektronu, tedy k fotoelektrické emisi. Uvolněný fotoelektron poté ionizuje okolí. Malá část energie záření (fotonu) je spotřebována na uvolnění elektronu a zbytek určuje jeho kinetickou energii. Pravděpodobnost vzniku této interakce závisí na energii fotonu a impedanci materiálu. Vyšší pravděpodobnost vzniku fotoefektu je u záření s nižší energií při působení na materiály s vysokou impedancí. [53] [50]

3.2.4 Fotochemický efekt

Působení rentgenového záření na fotografický materiál mění jeho chemické složení. Způsobuje zčernání filmu nebo fotografické desky. Čím vyšší je intenzita záření, tím větší je zčernání kazety. Zčernání lze opět z desky odstranit intenzivním světlem. [53]

3.2.5 Biologický efekt

Vyvolání biologických změn v těle je podrobně rozepsáno v kapitole 2.4 Biologické účinky rentgenového záření.

3.3 Interakce laserového záření s hmotou

Při interakci laserového záření s materiálem dochází k odrazu, absorpci, rozptylu a průchodu záření. Absorbovaná energie může způsobit termický efekt nebo fotochemické změny a část této energie může způsobit fluorescenci nebo fosforescenci. Interakce laserového záření je závislá na vlastnostech materiálu, jako jsou například tepelná vodivost a kapacita, drsnost povrchu nebo koeficienty odrazu, absorpce a rozptylu (v závislosti na vlnové délce). Interakce je také závislá na nastavených parametrech záření, zejména na vlnové délce, energii, délce pulsu, ale také mnoha dalších. [61]

3.3.1 Absorpce laserového záření

Záření může být absorbováno volnými elektrony (v kovech) nebo vázanými elektrony (v polovodičích), čímž dochází k excitaci. Absorbované záření poté působí uvnitř materiálu a může ho tak dále ovlivňovat. Působení je různé, hlavním efektem je vibrace krystalové mřížky, následný ohřev materiálu a excitace elektronů v molekulách. [61]

3.3.2 Fotochemický efekt laserového záření

Dochází k němu při nízkých hustotách výkonu laserového záření (do 50 W/cm^2). Světlo vyvolává chemické reakce v makromolekulách (například změnu barvy). K této interakci dochází při použití červených nebo diodových laserů. [61] [62]

3.3.3 Fotoablace

Způsobuje přímý rozpad molekulárních vazeb působením vysoce energetických fotonů pulsních excimerových laserů. Při této interakci dochází k ablaci s fluorescencí, která je provázena zvukovým projevem. Světelná energie laseru je přeměněna v kinetickou energii elektronů, které poté rozrušují vazby mezi atomy materiálu. [61] [62]

3.3.4 Termické interakce

Při průchodu záření materiálem dochází k lokálnímu zvýšení teploty. Při překročení určité teploty dochází k termickým účinkům, jako jsou koagulace, odpařování, tavení nebo karbonizace. Rozsah tepelných účinků je závislý na absorpci materiálu a také na schopnosti materiálu a jeho okolí odvádět teplo [61] [62]

3.3.5 Ablace indukovaná plazmatem

Při velmi vysokých hustotách výkonu dochází při ablaci ke vzniku plazmatu. Plazma pak absorbuje záření a dochází k jeho ohřevu, expanzi a kolapsu, což vytváří rázové vlny. [61]

3.3.6 Fotodisrupce

Využívá mechanického efektu laserového záření. Dochází ke vzniku bleskového výboje následovaného mechanickým a akustickým výbojem. Fotodisrupce je schopna fragmentovat materiál, a tedy rozrušit jeho strukturu. [61]

3.4 Degradace materiálu (vliv ionizujícího záření na jednotlivé vrstvy, materiály, vliv laseru)

Materiály mohou degradovat z různých důvodů. Na degradaci může mít vliv záření (světelné, rentgenové, gama), chemické poškození (kyseliny, plyny), okolní podmínky (teplota, vlhkost), mechanické poškození (tlak, škrábance) nebo délka používání kazety (počet cyklů). [56]

Ionizující záření a na něj navazující laserové záření (pro čtení) způsobují postupnou degradaci materiálu kazety. Kazeta je pravidelně vystavována rentgenovému záření a struktury jejích vnitřních vrstev se tak mohou měnit. Ověření působení těchto záření by mohlo být provedeno na základě

rentgenové krystalografie (strukturní analýzy) nebo difrakčních metod. Těmito metodami je možno hodnotit krystalové struktury materiálů a jejich případné změny. [59]

Jakékoli ozáření materiálu může mít za následek narušení struktury materiálů a změnu jejich vlastností. Mohou tak být ovlivněny mechanické, elektrické, adsorpční, objemové nebo i jiné vlastnosti. Při degradaci kazet tedy může docházet ke zkrácení doby udržení informace v kazetách (latentního obrazu), zhoršení kvality obrazu vlivem změny materiálů kazety a podobně. [60]

3.4.1 Fyzikální změny vlivem ionizujícího záření

Ionizující záření mění polohu částic v krystalové mřížce, čímž dochází k porušení mřížky. Poruchy mohou být například vakance (bodová porucha – neobsazená poloha v mřížce) nebo intersticiální poloha částice (uvolněná částice mimo krystalovou mřížku). Další možnou fyzikální změnou je vznik „tepelných špiček“ nebo například jaderné reakce (vznik atomů jiného druhu). „Tepelné špičky“ jsou složitější poruchy, vznikající při průchodu částic v krystalu netypickým směrem, který způsobí lokální a krátkodobý ohřev krystalu. [60]

3.4.2 Chemické změny vlivem ionizujícího záření

Chemické změny se dělí na primární a sekundární procesy. Při primárních dochází v materiálech ke vzniku iontů, volných elektronů a různých molekulárních produktů. Sekundární procesy pak zahrnují bimolekulární reakce těchto částic v materiálu. Jedná se například o vznik radikálů při rekombinaci elektronů a kladných iontů a podobně. Méně pronikavé záření (například elektrony) ovlivňuje pouze povrchovou vrstvu a nezasahuje do hloubky materiálů. [60]

3.4.3 Změny vlivem laserového záření

Laserové záření je doprovázeno zejména tepelným účinkem na materiál. Vyšší teplota způsobuje tavení, odpařování a celkovou degradaci materiálů. Dochází také ke změnám v chemickém složení materiálů, což může vést ke změnám jejich chování. V neposlední řadě laserové záření způsobuje změny materiálu vlivem tlakové vlny a dalších mechanických efektů. [61] [62]

4 Zpracování obrazu

S vývojem techniky se zdokonalují také způsoby, jak identifikovat, upravovat nebo také reprodukovat obraz. Dříve převládalo hodnocení pohledem, které je značně subjektivní. V rámci objektivizace dochází k digitalizaci obrazu a hodnocení pomocí obrazových parametrů. Tento způsob přináší mnoho možných úprav obrazu, které usnadňují jeho interpretaci. Pro tuto práci jsou zásadní způsoby zpracování rentgenového obrazu pro objektivní hodnocení hladiny šumu. Tato kapitola proto popisuje základní informace nutné pro hodnocení digitálního obrazu a jeho případné úpravy.

Obraz může být reprezentován vektorovými nebo bitovými daty. Vektorová data jsou definována počátečními body, přímkami, tloušťkou čar atd. Výhodou těchto dat je, že při zvětšení obrazu nedojde k rozostření. Využívají se proto s výhodou zejména v grafice. Pro zpracování obrazu jsou naopak nejvhodnější bitová data, která budou v této kapitole dále rozebrána. [17]

4.1 Základní parametry

Bitová data jsou složena z pixelů, které v sobě mají uloženy různé informace. Hlavní výhodou bitových dat je, že lze přistupovat zvlášť ke každému pixelu a podle jeho vlastností pak můžeme obraz rozdělit (segmentovat) na jednotlivé oblasti s podobnými vlastnostmi. Nevýhodou bitových dat je, že při zvětšení obrazu dochází k jeho rozostření. [17]

Na základě vlastností obrazových dat lze posoudit kvalitu obrazu. Kvalitu můžeme posuzovat objektivně (pomocí veličin) nebo subjektivně (pomocí hodnotící stupnice). Můžeme například ohodnotit kontrast, ostrost, rozlišení obrazu, šum, artefakty a další. Zlepšení jednoho parametru má zpravidla za následek zhoršení ostatních. [17] [24]

Pixel - plošný bod obrazu

Je nejmenší jednotkou dvoudimenzionálního obrazu. V případě trojdimenzionálního obrazu je nejmenší jednotkou obrazu voxel (objemový bod obrazu). Každý pixel má své vlastnosti, jako jsou například barva, jas nebo průhlednost. Digitální obraz má konečný počet pixelů. Každý obrazový pixel má své souřadnice (x , y), které popisují jeho přesnou polohu v obraze. V případě voxelu se jedná o souřadnice (x , y , z). [17]

4.1.1 Jas

Je dán hodnotou intenzity příslušného pixelu. Udává svítivost daného pixelu. Hodnoty, kterých může jas nabývat, jsou dány hloubkou obrazu. Hloubka obrazu je pak počtem bitů jednoho pixelu. V případě, že jeden pixel má 8 bitů, jas může nabývat hodnot 0 (absolutně černá) až 255 (absolutně bílá). V případě monochromatického obrazu určuje jas úroveň šedi v obraze. [17] [24]

4.1.2 Barva

Obraz může být monochromatický (černobílý) nebo se může skládat ze tří barevných vrstev RGB (červená, zelená, modrá). V případě RGB je barva výsledného pixelu dána součtem jeho tří barevných složek. Tedy jasovou hodnotou každé této barevné vrstvy. Při převodu z trojrozměrného (RGB) na dvourozměrný (monochromatický) obraz se využívá vážený součet, tedy každé vrstvě RGB obrazu

je přiřazena určitá hodnota (váha), kterou se poté příslušná vrstva vynásobí a součtem těchto mezivýsledků poté vzniká výsledná hodnota pixelu. [17] [24]

4.1.3 Kontrast

Popisuje rozlišení odstínů šedi monochromatického obrazu zobrazovacího média. V rentgenologii je kontrast ovlivněn zejména sekundárním zářením (čím více sekundárního záření vzniká, tím horší je kontrast), což souvisí také s tloušťkou objektu (čím je objekt větší, tím více sekundárního záření vzniká). [8]

4.2 Průběh zpracování obrazu

Základním postupem při zpracování obrazu je detekovat obraz, zaznamenat jej a transformovat do digitální podoby. Při digitalizaci se postupně provádí vzorkování a kvantování. Dále se obraz upravuje pomocí filtrací a transformací. Z upraveného obrazu poté segmentujeme pouze ty části, které nás zajímají, dle zvoleného kritéria. Na závěr obraz popíšeme a klasifikujeme. V jednotlivých případech se může tento postup lišit a nemusí se nutně provést všechny jeho kroky. [23] [5] [17]

4.2.1 Záznam obrazu

Obrazový signál je zaznamenáván a transformován na elektrický signál detektory. V případě rentgenového záření je vstupním obrazovým signálem intenzita rentgenového záření. Snímání obvykle provádíme pomocí detekčních elementů umístěných ve dvoudimenzionálním poli. Každý detekční element zaznamenává jeden pixel, případně voxel. [23] [5] [17]

4.2.2 Digitalizace obrazu

Zaznamenaný signál je dále převeden z analogového na digitální. Nejprve se vzorkuje a poté kvantizuje. Výhodou digitalizace je vyšší odolnost vůči šumu, snadnější zpracování, přenos a uchovávání dat. Nevýhodou je ztráta informací, které se nelze během digitalizace vyhnout. Převod na digitální signál můžeme provést buď za pomoci AD převodníku, nebo můžeme signál již zaznamenat digitálními snímači. Výsledný signál je po digitalizaci zapsán ve formě čísel do matice. [23] [5] [17]

4.2.2.1 Vzorkování

Jedná se o první krok digitalizace. Rozděluje spojitý signál na velké množství úseků. Při zpracování obrazového signálu lze zvolit čtvercovou nebo hexagonální vzorkovací mřížku. Každý element této mřížky pak odpovídá jednomu pixelu (voxelu). V této fázi dochází k největším ztrátám informací. Ztrátu informací lze částečně omezit zmenšením velikosti úseků, tedy jejich větším množstvím. [23] [5]

Vzorkování se řídí Nyquistovým teorémem, který říká, že vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát větší, než je nejvyšší frekvence vzorkovaného signálu. Dodržení tohoto pravidla zamezuje vzniku aliasingu (zkreslení signálu vlivem podvzorkování). Při zpracování obrazu se Nyquistův teorém vztahuje k velikosti pixelu (zvoleného vzorku) vzhledem k nejmenšímu detailu v obraze, který chceme zaznamenat. Velikost pixelu tedy musí být alespoň dvakrát menší než nejmenší sledovaný detail. [23] [5]

4.2.2.2 Kvantování

Přiřazuje jednotlivým navzorkovaným úsekům konkrétní číselnou hodnotu, které se úsek blíží nejvíce. Oblast hodnot se dělí na jednotlivé kvantovací úrovně. I v této fázi digitalizace dochází k nevratným ztrátám informací, protože kvantovacích úrovní není nekonečně mnoho. Podle velikosti kvantovacího kroku pak dochází ke kvantizační chybě. Kvantizační chyba může nabývat v obou stranách intervalu maximálně velikosti poloviny kvantovacího kroku. [23] [5]

Při zpracování obrazu lze každé kvantizační úrovni přiřadit jednu jasovou hodnotu. Celkové množství zvolených úrovní tedy odpovídá celkovému množství různých jasových úrovní, které bude obraz obsahovat. Čím více jich zvolíme, tím věrněji bude zpracovaný obraz popisovat originál. Minimální množství jasových úrovní jsou dvě, obraz s tímto množstvím jasových úrovní je nazýván binárním obrazem. [23] [5]

4.2.3 Předzpracování obrazu

Digitalizovaný obraz je nutno dále analyzovat a často také upravovat, protože během digitalizace může dojít ke zkreslení obrazu. Ke zkreslení obrazu může dojít například v důsledku nevhodně zvolené techniky nebo podmínek při snímání. Dalším úkolem při předzpracování obrazu je odstranit ze signálu šum, zvýšit kontrast nebo například zvýraznit nějakou část obrazu. Zmíněných úprav v obraze lze částečně dosáhnout s využitím metod popsanych níže. [23] [5] [17]

Mezi základní metody pro předzpracování obrazu patří jasové a geometrické transformace, filtrace obrazu a ostření.

4.2.3.1 Jasové transformace

Pomocí transformace jasové stupnice můžeme upravovat jas v obraze. Mezi jasové transformace patří například zvýraznění kontrastu, prahování a negativ (inverze). Základem jsou transformační funkce, které mění určitou hodnotu vstupní jasové funkce na výstupní. Pomocí těchto funkcí můžeme dosáhnout zesvětlení nebo ztmavení obrazu. Dále je možné zvýšit kontrast, a to tak, že se část jasového spektra zesílí a část utlumí, čímž se zvýrazní žádaná oblast. Prahování rozděluje jasové hodnoty na jednotlivé části dle počtu prahů. Výsledných jasových hodnot je pak o jednu více, než je počet zvolených prahů. V případě jednoho zvoleného prahu, tedy dvou jasových hodnot, se jedná o jasovou binarizaci. Je zvolen konkrétní práh, který rozděluje jasovou stupnici tak, že vše nad ním odpovídá bílé barvě a vše pod ním černé barvě. [23] [5] [17]

4.2.3.2 Ekvalizace histogramu

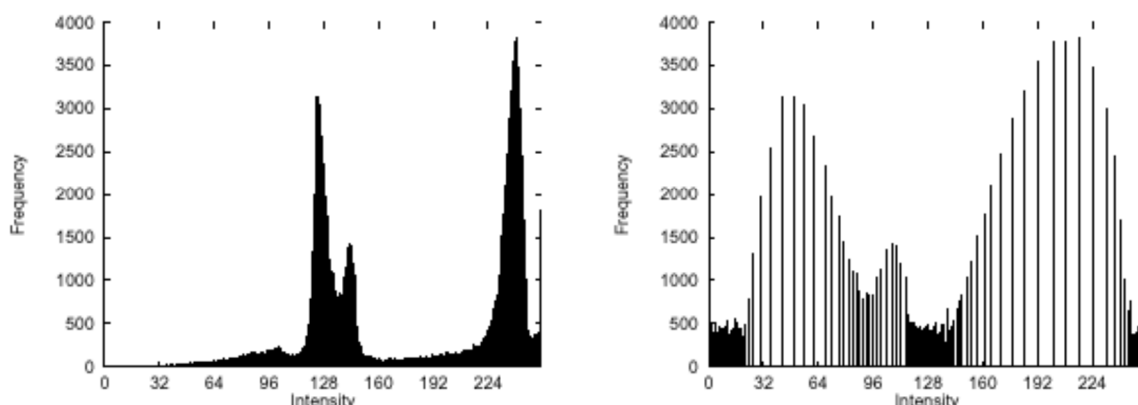
Je součástí jasových transformací, protože upravuje kontrast a rozložení jasu v obraze.

Histogram je sloupcovým grafem, který popisuje četnosti jednotlivých hodnot intenzit (úrovní šedi) v obraze. Pomocí něj lze snáze ohodnotit kvalitu obrazu, jeho kontrast a úroveň jasu v celém obraze. Z histogramu lze snadno určit modus jako nejčastěji se vyskytující hodnotu intenzity. U barevných obrazů lze udělat pro každou barevnou složku histogram zvlášť. [17] [24]

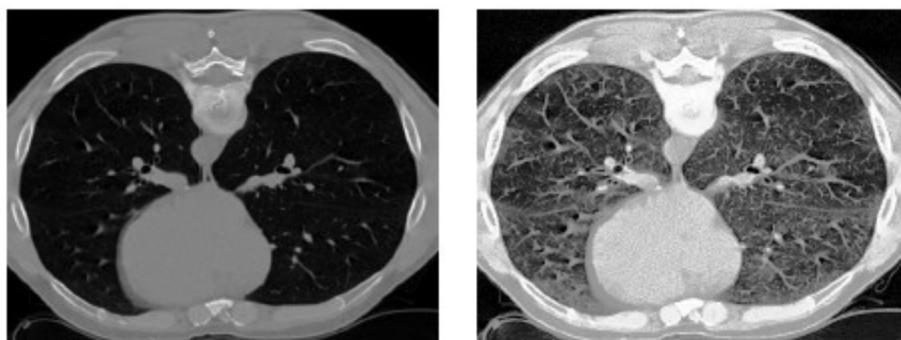
Ekvalizace histogramu umožňuje zvýraznit detaily v obraze, jejichž kontrast je příliš nízký. Po ekvalizaci obsahuje obraz celou jasovou stupnici. Tato metoda je vhodná pro objekty, které jsou příliš tmavé nebo příliš světlé. V rentgenologii lze ekvalizaci využít například pro zvýraznění struktur

ností. Nevýhodou je, že můžeme také zvýšit kontrast šumu a naopak snížit kontrast sledovaného signálu, proto je někdy nutno použít filtry, nebo ekvalizaci nepoužít. [17] [24]

Ukázka ekvalizace histogramu je zobrazena na *Obr. 6*, dochází zde k vyrovnání histogramu. Na *Obr. 7* lze vidět, že ekvalizace zvýšila kontrast v obraze a zvýraznila tak vnitřní struktury obrazu. Této operace se v případě medicínských obrazů využívá poměrně často, aby lékař mohl pozorovat i malé detaily v obraze, které nejsou před ekvalizací příliš patrné. [34]



Obr. 6: Ekvalizace histogramu (vlevo původní histogram, vpravo po ekvalizaci) [34]



Obr. 7: Obraz po ekvalizaci histogramu (viz Obr. 6) [34]

4.2.3.3 Geometrické transformace

Geometrické transformace mění polohu obrazu. Umožňují korigovat geometrické zkreslení, které vzniká při pořízení obrazu, ale také upravovat obraz. Mezi základní geometrické transformace patří například translace (posunutí obrazu), rotace (přetočení), transpozice (záměna řádků za sloupce v matici), ale také zvětšení nebo zmenšení. Tyto transformace lze provádět v různých směrech. Při geometrické transformaci se nejprve transformují souřadnice bodů (počítá se nová poloha každého bodu) a poté dochází k aproximaci jasové funkce (hledání celočíselné jasové hodnoty). [23] [5] [17]

4.2.3.4 Filtrace obrazu

Je důležitým krokem při předzpracování obrazu. Odstraňuje rušivou složku (šum), která komplikuje interpretaci sledovaného obrazu. Existuje mnoho typů šumu, které se dají odstranit za pomoci různých druhů filtrů. Šum může být například Gaussovský, bílý nebo výstřelový (Salt&Pepper). Filtrace může probíhat v časové, prostorové nebo frekvenční doméně. [23] [5] [17]

Časovou filtrací lze dosáhnout vyhlazení a zprůměrování dat. Jedním ze základních použití je sečtení několika snímků jdoucích za sebou. Výsledný obraz získaný tímto součtem má poté menší statistické odchylky, než měly jednotlivé sčítané obrazy. Také je možné v určitých oblastech lépe vyhladit časový průběh křivek, které jsou v zájmové oblasti. [23] [5] [17]

Prostorová filtrace umožňuje vyhladit obraz, zvýšit lokální kontrast a zlepšit rozlišení. Nevýhodou může být, že vyhlazováním obrazu mohou zaniknout důležité detaily obrazu. Proto je vždy lepší zvážit, které detaily jsou ve finálním obraze žádoucí a které lze zanedbat. Prostorová filtrace popisuje rozdíl mezi hodnotami sledovaného pixelu a hodnotami pixelů okolních. [17]

Filtrace ve frekvenční oblasti využívá rozkladu funkcí na jednotlivé harmonické funkce. Na obraz je nejprve aplikována Fourierova transformace, která rozloží obraz na harmonické složky. Ty jsou poté vynásobeny vybraným filtrem, který upravuje amplitudy jednotlivých složek. Na závěr je provedena zpětná Fourierova transformace, čímž vzniká výsledný filtrovaný obraz. [17]

Jednotlivé metody filtrace a typy filtrů jsou dále podrobněji rozepsány v kapitole 4.3 Metody filtrace.

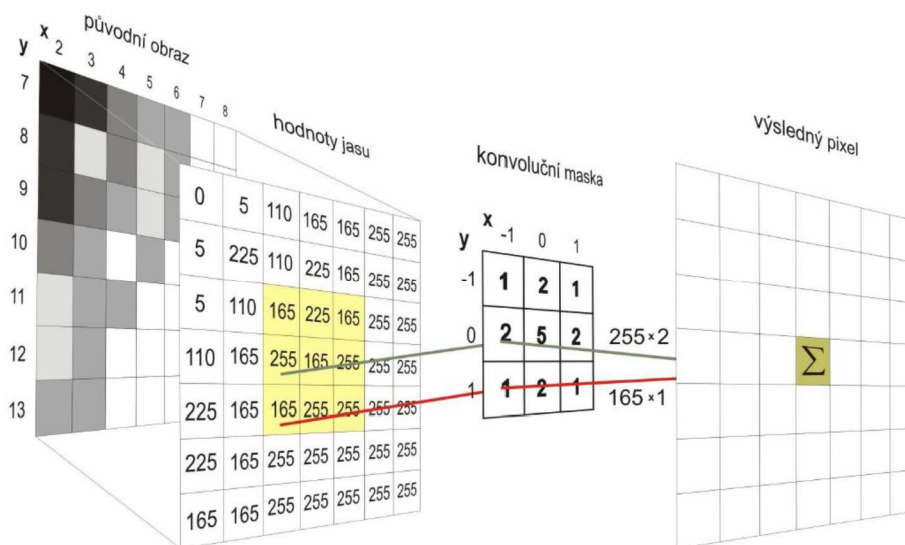
4.2.3.5 Ostření obrazu

V případě, že zpracovávaný obraz nemá dostatečně výrazné hrany, mohou jednotlivé oblasti splývat. V takovém případě lze použít ostřicí filtry, které zvýrazní hrany jednotlivých objektů v obraze. Lze použít například Laplaceův filtr. Nevýhodou je, že takto může být zesílen také šum nebo další nedůležité oblasti, které v obraze nejsou žádoucí. [17]

4.3 Metody filtrace

Filtrace patří mezi prostorové operace pro úpravu obrazu. Může být použita například pro shlazování snímku, zvýrazňování nebo detekci hran. Prostorová informace v obraze může být vysokofrekvenční nebo nízkofrekvenční. Vysoké frekvence popisují hrany a linie v obraze, tedy ta místa, kde dochází k velkému rozdílu jasu sousedních pixelů. Nízké frekvence naopak popisují postupné změny jasu mezi sousedními pixely. Na základě prostorové informace a její frekvence je možno obraz filtrovat, tedy propustit pouze určitou informaci a ostatní potlačit. Tímto způsobem lze z obrazu vybrat pouze hrany, případně vše kromě hran, a dále pracovat s touto filtrovanou oblastí. [23] [5] [17]

Pro prostorovou filtraci je použito filtrovací okénko neboli konvoluční maska. Je tvořeno čtvercovou maticí, která popisuje váhové faktory každého pixelu okénka. Konvoluční maska je přiložena na obraz a příslušné pixely obrazu překryté maskou se vynásobí příslušnou překrývací hodnotou v matici. Výsledná hodnota je pak přiřazena střednímu pixelu ve filtrovaném snímku, tedy tomu, který je překryt středem masky. Maska se postupně posouvá obrazem tak, abychom získali novou hodnotu pro každý pixel. Tento posun se nazývá konvoluce. Jedná se o operaci, která kombinuje dva signály a vytváří z nich výsledný obraz. Celý konvoluční proces je zobrazen na *Obr. 8*. Při filtraci je maska umístěna nejprve v levém horním rohu, postupně se posouvá a mění hodnoty výsledných pixelů. [23] [5] [17]



Obr. 8: Princip dvourozměrné konvoluce [17]

Konvoluční masky mohou být různého typu. Filtry mohou být nízkofrekvenční (pouze malé jasové změny) nebo vysokofrekvenční (výrazné změny jasu – hrany). Dle operace, pro kterou chceme filtr využít, lze zvolit například tyto typy filtrů: [17]

Gaussův filtr
$$\begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Zvýraznění hran
$$\begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix} \quad (3)$$

Laplaceův operátor
$$\begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (4)$$

4.3.1 Nízkofrekvenční filtrace

Umožňuje potlačit vysokofrekvenční informaci (hrany) a propustit pouze nízkofrekvenční informaci, jedná se tedy o filtry typu dolní propust. Výsledný obraz je pak shlazený, tedy odchylky jasu okolních pixelů vzhledem ke středovému pixelu jsou menší, než byly před filtrací. Velikost konvoluční masky ovlivňuje úroveň shlazení. Čím větší maska je použita, tím je shlazení větší. Nízkofrekvenční filtrace snižuje rozsah jasové stupnice na výstupu, proto se po ní často zvyšuje kontrast. Hlavními nízkofrekvenčními filtry jsou průměrový, mediánový a Gaussovský filtr. Nevýhodou použití nízkofrekvenčních filtrů je, že výsledný obraz může být rozmazaný a obrazové hrany a detaily mohou zaniknout. [23] [5] [17]

4.3.1.1 Průměrový filtr

Obraz, filtrovaný pomocí tohoto filtru, je vynásoben specifickou konvoluční maskou. Členy použité konvoluční masky mají hodnotu rovnu jedné. Tato konvoluční maska je vydělena hodnotou n^2 , kde n závisí na velikosti použité masky. Pro konvoluční masku 3x3 by se tedy použitá konvoluční maska dělila hodnotou 9 a pro konvoluční masku 5x5 by se dělila hodnotou 25. Výsledkem je poté obraz, jehož každý pixel byl zprůměrován s okolními pixely. Nová hodnota každého pixelu je průměrnou hodnotou pixelů obrazu, které byly překryty konvoluční maskou. [17]

Modifikací konvoluční masky průměrového filtru lze získat konvoluční masku, která výsledné pixely počítá jako vážený součet. Jednotlivé členy konvoluční masky tedy nejsou všechny jedničkové, ale jejich váha je dána vyšší hodnotou. Různé váhy členů mohou být například určeny dle vzdálenosti od středového pixelu. Průměrová filtrace se řadí mezi lineární vyhlazování obrazu. [18] [17]

4.3.1.2 Gaussovský filtr

Jedná se o jednu z nejčastěji používaných lineárních filtrací. Používá se zejména na odstranění Gaussova šumu. Základní tvar konvoluční masky pro velikost 3x3 je uveden v rovnici (2). Největší vliv na nově získaný pixel má u tohoto filtru středový pixel a vliv na něj klesá se vzdáleností od středu přiložené konvoluční masky. [17]

4.3.1.3 Mediánový filtr

Jedná se o nelineární metodu filtrace. Umožňuje vyhladit obraz, ale zároveň neztratit příliš mnoho žádoucích detailů obrazu. Princip tohoto filtru spočívá v určení mediánu. Všechny pixely překryté konvoluční maskou se tedy uspořádají vzestupně a poté je z nich vybrána prostřední hodnota. V případě sudého počtu pixelů se ze dvou prostředních počítá aritmetický průměr. Výsledná hodnota poté tvoří novou hodnotu pixelu. Masku se dále posouvá po obraze a postupně se tak zjistí nové hodnoty všech pixelů. Mediánový filtr je vhodný zejména pro odstranění šumu typu Salt&Pepper (bílé a černé body). [17] [18]

4.3.2 Vysokofrekvenční filtrace

Potlačuje nízkofrekvenční informaci a propouští vysokofrekvenční (hrany a linie), jedná se tedy o filtry typu horní propust. Zvýrazňují objekty, které jsou menší než polovina konvoluční masky. Jsou používány ke zvýšení ostrosti v obraze. Vysokofrekvenční informace představuje místa v obraze, kde dochází k velkému rozdílu mezi sousedními pixely. Pro tyto účely slouží například detekce hran pomocí první derivace nebo zero crossing detector (detekuje průchod druhé derivace nulou). Vysokofrekvenční filtry jsou také označovány jako filtry ostřící. Umožňují detekovat a zvýraznit hrany a zvýšit tak jasové rozdíly mezi hranami a jejich okolím. V této kapitole jsou zahrnuty a popsány jednotlivé metody pro detekci hran v obraze. [18] [5] [17]

4.3.2.1 Diferenční filtry

Jedná se o rozdílové filtry, které pro detekci hran využívají nízkofrekvenční i vysokofrekvenční informaci. Na obraz je nejprve aplikován průměrový filtr. Tento shlazený obraz je poté odečten od původního, čímž je získána pouze vysokofrekvenční informace (hrany a linie). Takto získaná vysokofrekvenční informace je poté přičtena k původnímu obrazu, čímž jsou zvýrazněny hrany obrazu. [18] [17]

4.3.2.2 Sobelův filtr

Tento filtr využívá k detekci hran maximální hodnoty první derivace. Z definice hran (místa s velkou změnou jasové funkce) vyplývá, že v místě hrany bude také velká hodnota první derivace jasové funkce. Nejvyšší hodnota derivace pak bude ve směru kolmo na hranu obrazu. Změnu tvaru funkce udává gradient (jeho symbol je ∇), který určuje směr nejvyššího růstu funkce. Modul gradientu popisuje strmost růstu funkce a je dán rovnicí (5). Využívá parciálních derivací ve směru osy x a osy y. [18] [5] [17]

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \quad (5)$$

Sobelův filtr umožňuje zesílit hrany v obraze v určitém směru, horizontálním a vertikálním. Pro každý ze směrů využívá jednu masku. První maska (viz (6)) pro horizontální směr a druhá maska (viz (7)) pro vertikální směr. Pro každý ze směrů je vypočtena suma součinů jednotlivých prvků použité masky s příslušnými hodnotami pixelů obrazu. Sumy pro každý směr jsou poté umocněny na kvadrát a jejich suma je odmocněna. Výsledkem je poté takzvaný Sobelův gradient. Tento filtr může být použit také pro detekci šikmých hran za pomoci natočení masky o 45°. [18] [5] [17]

Příklad masky pro horizontální rovinu [18] [5]

$$h_x = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Příklad masky pro vertikální rovinu [18] [5]

$$h_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

4.3.2.3 Laplaceův filtr

K detekci hran využívá druhé derivace, která hodnotí rychlost změny jasových hodnot. Příklad konvoluční masky Laplaceova filtru je uveden v (4) v kapitole 4.3 Metody filtrace. Tento filtr je schopen zaznamenat prudké změny jasu pouze pro strmé a izolované hrany. Umožňuje tedy detekovat hrany, ale ne jejich velikost a směr. Výhodou oproti použití první derivace je, že v případě detekce izolovaných bodů a linií zvýrazní hrany více než první derivace. Je proto vhodný pro zvýraznění jemných detailů obrazu. Nevýhodou oproti použití první derivace je, že zesiluje šum. Vztah pro výpočet Laplaceova operátoru je uveden v rovnici (8). Obsahuje sumu druhých parciálních derivací v horizontální a vertikální rovině. [18] [5] [17]

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (8)$$

Existují také další vysokofrekvenční filtry schopné detekovat hrany, například operátor Prewittové, Robinsonův, nebo Robertsův. [17]

4.3.2.4 Zero crossing detector

Detekuje hrany obrazu za pomoci průchodu druhé derivace nulou. Druhá derivace funkce je nulová v místech, kde se průběh funkce mění z konkávní na konvexní a naopak. Tato místa se nazývají inflexními body. Tato metoda je spolehlivější než hledání maxima první derivace. Pro odhad druhé derivace bývá použit vyhlazující filtr, který je odolnější vůči šumu. Může tedy kombinovat nízkofrekvenční a vysokofrekvenční filtry. [17]

4.4 Statistické veličiny pro hodnocení obrazu

Při zkoumání určité vlastnosti nebo jevu v populaci nebo například v průmyslu není většinou možné naměřit data a pozorovat danou vlastnost na všech objektech. Také proto se mimo jiné používají matematické metody, které umožňují popsat chování celku (většího počtu výskytů) za pomoci pozorovaného výběru. Poté je možné popsat chování objektů například matematickými rovnicemi nebo statistickými metodami. V případě statistiky můžeme data získaná při zkoumání reprezentativního výběru aplikovat také na celou populaci. Můžeme tak s určitou pravděpodobností tvrdit, jak se bude chovat celá populace. [7]

Při statistickém popisu se používají veličiny k těmto účelům definované. Tyto veličiny popisují míry polohy nebo variability pozorovaných dat. Poloha popisuje umístění dat na číselné ose a variabilita jejich rozptyl okolo typické polohy. Mezi míry polohy patří průměr, modus a kvartily. Mezi míry variability patří například interkvartilové rozpětí, rozptyl, směrodatná odchylka nebo variační koeficient. [7]

4.4.1.1 Průměr

Je jednou z nejběžnějších měr polohy. Je vypočítán jako průměrná hodnota dat. Tato veličina ale může být značně ovlivněna odlehlými pozorováními. V případě výskytu odlehlých pozorování se proto používá více medián. [7]

4.4.1.2 Modus

Není příliš závislý na odlehlých pozorováních. V případě diskrétních hodnot je modus definován jako hodnota s nejvyšší četností. V případě spojité proměnné se nejprve zvolí tzv. shorth, který vymezuje co nejkratší interval obsahující alespoň 50 % všech hodnot datového souboru. Z shorthu se poté zvolí modus jako jeho střed. [7]

4.4.1.3 Kvartily

Označují hodnotu, která rozděluje soubor na dvě části. Kvartily jsou označeny procenty, hlavními jsou pak 50% kvartil ($x_{0,50}$ medián), 25% kvartil ($x_{0,25}$ dolní kvartil) a 75% kvartil ($x_{0,75}$ horní kvartil). Soubor dat je rozdělen tak, že kolika procentní zvolíme kvartil, tolik procent dat poté leží pod tímto kvartilem. Díky tomuto způsobu výběru jsou kvartily rezistentní vůči výskytu odlehlých pozorování. [7]

Medián – označuje hodnotu, která rozděluje datový soubor na dvě stejné poloviny, tedy aby byla polovina dat větší a polovina dat menší, než jeho hodnota. Medián lze určit z uspořádaných dat (vzestupně) tak, že zvolíme hodnotu přesně uprostřed. V případě, že jsou uprostřed datového souboru dvě hodnoty, výsledným mediánem je průměr těchto dvou hodnot. Ostatní kvartily se určují obdobně, pouze nevybereme hodnotu uprostřed, ale vybereme tu, která přísluší zvoleným procentům. [7]

4.4.1.4 Interkvartilové rozpětí (IQR)

Je definováno jako rozdíl horního a dolního kvartilu. Umožňuje popsat variabilitu souboru. Používá se k identifikaci odlehlých a extrémních pozorování, tedy k určení tzv. vnitřních a vnějších hradeb. Hodnoty, které jsou vzdáleny od horního nebo dolního kvartilu o více než 1,5násobek IQR, jsou považovány za odlehlá pozorování (tedy v případě, že hodnota je vyšší než $x_{0,75} + 1,5 \text{ násobek IQR}$ nebo nižší než $x_{0,25} - 1,5 \text{ násobek IQR}$). V případě, že jsou vzdáleny o více než 3násobek IQR, jedná se o extrémní pozorování. [7]

4.4.1.5 Rozptyl (σ^2)

Popisuje variabilitu dat, neboli rozptýlenost dat kolem jejich střední hodnoty (v případě výběru může být střed vyjádřen průměrem, mediánem nebo modem). Rozptyl je vypočítán dle vztahu (9). Jedná se tedy o druhé mocniny odchylek dat od střední hodnoty, vynásobené jejich pravděpodobnostmi. Jejich součet poté dává rozptyl. Nulový rozptyl by znamenal, že mezi daty a střední hodnotou není žádný rozdíl, tedy že všechny hodnoty datového souboru jsou stejné. [7]

$$\sigma^2 = \sum_{i=1}^n [x_i - E(X)]^2 \cdot p_i \quad (9)$$

Rozptyl má dvě zásadní vlastnosti, které se při statistickém zpracování často používají. Při zvýšení všech hodnot datového souboru o stejnou konstantu se rozptyl nemění. Při vynásobení všech hodnot datového souboru stejnou konstantou se rozptyl zvětší s druhou mocninou této konstanty, což vychází z výše uvedené rovnice. Ze stejného důvodu je také jednotkou rozptylu kvadrát jednotky pozorovaných dat. [7]

4.4.1.6 Směrodatná odchylka (σ)

Získává se z rozptylu jako jeho kladná odmocnina. Její jednotka je stejná jako jednotka pozorovaných dat. Směrodatná odchylka je zásadní pro statistické hodnocení dat. Pomocí ní lze popsat rozložení dat ve sledovaném souboru. Podle její velikosti můžeme určit, jak se od sebe liší jednotlivé prvky datového souboru. Čím větší je směrodatná odchylka, tím odlišnější jsou jednotlivá data. Pomocí pravidla tří sigma lze pak popsat, v jakém rozmezí se s určitou pravděpodobností nachází dané množství dat. [7]

Pravidlo tří sigma (3σ) popisuje rozložení dat při normálním rozložení (Gaussova křivka – je symetrická, střední hodnota μ je pod jejím vrcholem). Toto pravidlo říká, že výsledek náhodného pokusu (při normálním rozdělení) leží v intervalu $(\mu \pm \sigma)$ s pravděpodobností 68,27 %, v intervalu $(\mu \pm 2\sigma)$ s pravděpodobností 95,45 % a v intervalu $(\mu \pm 3\sigma)$ s pravděpodobností 99,73 %. [7]

5 Rešerše segmentačních metod pro hodnocení šumu obrazových záznamů

Pro objektivní hodnocení obrazových záznamů, a to nejen v medicíně, je důležité umět obraz rozdělit na jednotlivé oblasti, které mají stejné nebo podobné vlastnosti. Toto rozdělení je nazýváno segmentací a předchází mu proces, ve kterém je získána a také předzpracována obrazová informace (tento postup je blíže popsán v kapitole 4 Zpracování obrazu).

Segmentace umožňuje například rozeznat hrany a linie obrazu, jednotlivé objekty přítomné v obraze nebo také šum. Této skutečnosti se hojně využívá pro detekci nádorových ložisek, ledvinových kamenů a podobně. Segmentace umožňuje určit, která část obrazu představuje objekt a která pozadí. Podle jasové hodnoty pixelů jednotlivých objektů lze multidimenzionální segmentací rozdělit obraz na zvolený počet oblastí, které lze dále analyzovat. Vybraná část záznamu se nazývá oblast zájmu, může jí být například zmíněný nádor, nebo jiný sledovaný objekt.

V případě této práce není oblastí zájmu konkrétní objekt, ale právě naopak, hlavní je šum, zaznamenaný v obraze. Pro analýzu a vyhodnocení je důležitá změna obrazu po uplynutí několika měsíců používání kazet. Nutným postupem je tedy nejprve obraz segmentovat, získat tak oblast pozadí (šum) a ten poté vyhodnotit.

V následujících podkapitolách jsou popsány metody, které slouží k segmentaci obrazu. Jelikož většina biomedicínských výzkumů se nezaměřuje na hodnocení šumu, ale důležitější jsou sledované struktury a objekty, vychází tato rešerše více z obecných postupů používaných pro segmentaci obrazu. Některé z metod se prolínají a často se také kombinují.

Obrazový šum

Je součástí každého reálného obrazu. Ve většině případů je nežádoucí. V případě této práce je oblastí zájmu (protože šumem je chápáno absorbované záření v pozadí obrazu) a bude dále hodnocen. Šum se dělí na jednotlivé typy podle velkého množství znaků, ale toto dělení je důležité zejména pokud je potřeba šum odfiltrovat, což v této práci není žádoucí. [19]

Základním typem je Gaussovský bílý šum, který zvětšuje hodnotu každého pixelu podle normálního Gaussovského rozložení (má nulovou střední hodnotu, nízké intenzity a daný rozptyl). Hlavní vlastností tohoto šumu je, že na obraz působí rovnoměrně (nezávisle na frekvenci obrazu). Dalším typem je například impulsní šum (Salt&Pepper), který do obrazu přidává bílé a černé body. [19]

Často sledovaným parametrem je stanovení úrovně šumu. Lze jej určit například jako poměr signálu k šumu nebo jako poměr kontrastu k šumu a umožňuje objektivně hodnotit kvalitu obrazu. [6]

Rovnice pro stanovení úrovně šumu neboli poměru signálu k šumu:

$$SNR = 20 \cdot \log\left(\frac{S}{N}\right) [\text{dB}] \quad (10)$$

Rovnice (10) popisuje poměr střední hodnoty jasové úrovně (S) oblasti zájmu ke směrodatné odchylce jasové úrovně (N) v oblasti s nejnižšími hodnotami jasu. [6]

Rovnice pro stanovení poměru kontrastu k šumu:

$$CNR = SNR_A - SNR_B [\text{dB}] \quad (11)$$

Rovnice (11) popisuje poměr kontrastu k šumu pomocí rozdílu SNR (poměru signálu k šumu) dvou různých oblastí A a B. [6]

5.1 Statistické metody

Základem těchto metod je statistická analýza dat. Pro segmentaci jednotlivých oblastí se využívá hodnota jednotlivých pixelů, například jejich intenzita, barva nebo jiné parametry. V této práci jsou statistické metody využívány pro rozdělení obrazu podle intenzity šedi pixelů. Důležitou roli zastávají histogramy a také statistické hodnoty. [25]

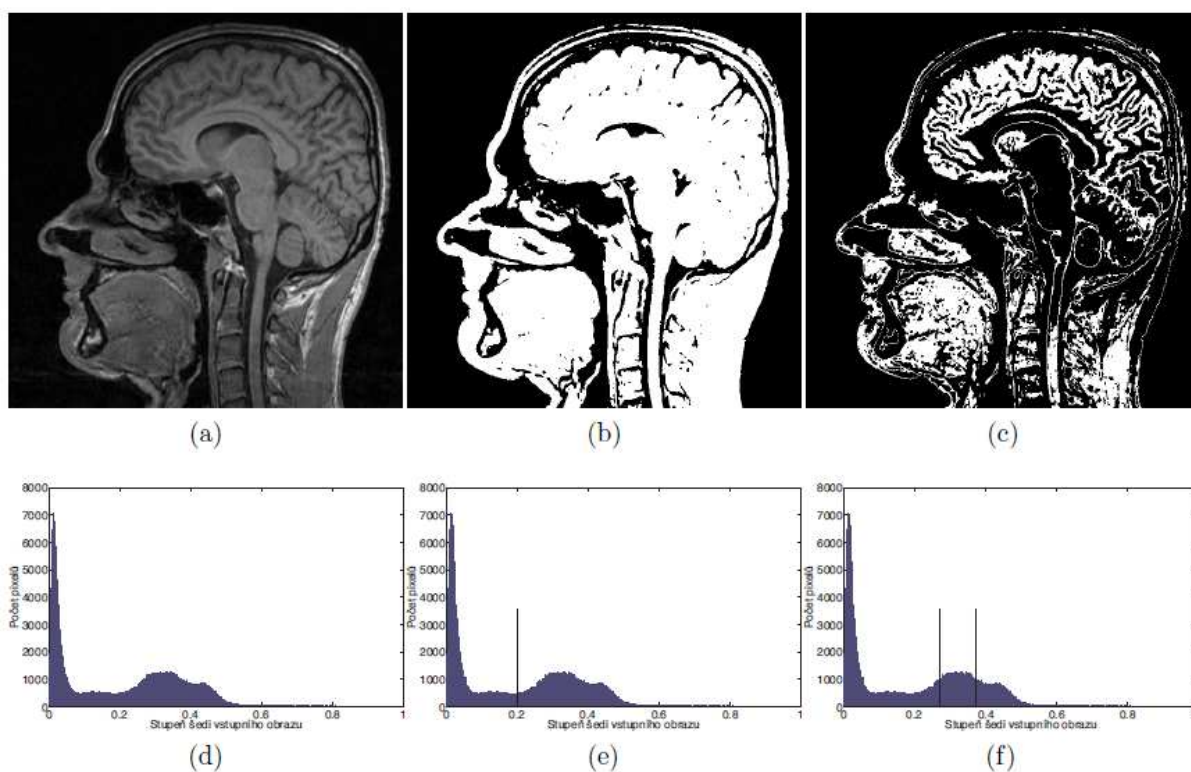
5.1.1 Prahování (thresholding)

Tato metoda je nejstarší a nejjednodušší ze všech dostupných segmentačních metod. Umožňuje rozdělit obraz na jednotlivé části za pomoci prahu s konkrétní jasovou hodnotou. Práh rozděluje histogram jasu obrazu na dvě části. Všechny hodnoty, které mají intenzitu jasu menší, než je hodnota zvoleného prahu, náleží pozadí (šumu) a všechny, které mají intenzitu vyšší, náleží popředí (objektu). Popředí pak lze přiřadit logickou 1 (bílou barvu) a pozadí logickou 0 (černou barvu), tento proces se nazývá binarizace. Druhou možností je, že všechny jasové hodnoty pod prahem se vynulují a u ostatních se zachová jejich původní jasová hodnota. V případě, že je zvolených prahů více než jeden, jedná se o multiprahování (multithresholding). Vytvořených oblastí je vždy o jednu více, než je počet zvolených prahů. [6] [25]

Této metody se často využívá právě pro její jednoduchost. Při jejím použití je velmi důležité, zvolit si správně práh. Umožňuje oddělit od sebe v medicínském obraze fyziologické a patologické oblasti a analyzovat tak například nádory, ledvinové kameny a další. Například v dizertační práci [6] je prahování využito pro segmentaci obrazů tumoru jater. S touto metodou také úzce souvisí segmentační metody, které určují globální prahování, například Otsu metoda, isodata nebo Bayesovo prahování. Globální prahování určuje hodnotu prahu pro celý obraz, jeho opakem je lokální prahování, kde se práh určuje místně. [6] [26]

Nevýhodou prahování je, že jej lze využít pouze v případě, kdy není histogram příliš zašuměný. Pro volbu prahu je totiž důležité, aby měl histogram znatelné vrcholy (peaky), které reprezentují jednotlivé oblasti. Jinak by mohlo dojít k potlačení obrazové informace a výsledek by nevedl ke kvalitnější analýze obrazu. Práh by měl být správně zvolen tak, aby se vyskytoval v sedle histogramu, tedy v jasových hodnotách, s nižším počtem výskytu v obraze. [6] [26]

Příklad použití prahování na obraz je zobrazen na *Obr. 9*. Originální obraz (a) obsahuje původní informaci o odstínech šedi. Obraz po použití jednoho prahu (b) již rozděluje obraz na bílou a černou oblast dle hodnoty prahu. Obraz (c) pak znázorňuje výsledek po použití dvou prahů. Pod každým z těchto obrazů je přiložen příslušný histogram včetně zvolených prahů. Jak lze na histogramech vidět, prahy se vyskytují v oblasti sedel. [16]



Obr. 9: Ukázka prahování obrazu s jedním a dvěma prahy a jejich histogramy [19]

5.1.2 Adaptivní prahování

Vypočítává optimální hodnotu prahu lokálně v určité části obrazu. Hodnota prahu se tedy v jednotlivých oblastech obrazu liší. Tím lze zamezit nedostatkům zapříčiněným například osvětlením sledovaného objektu z jiného úhlu, než který je použit pro záznam. Objekt je poté osvětlen pouze částečně a v případě prostého (globálního) prahování by tak mohlo dojít ke špatnému vyhodnocení objektu a část objektu by mohla zaniknout. Při globálním prahování je zvolen konkrétní práh pro celý obraz a již se nemění, zatímco adaptivní prahování se přizpůsobuje jednotlivým oblastem, a je tedy menší riziko zániku sledovaného objektu. [16] [36]

5.1.3 K-means (shluková analýza)

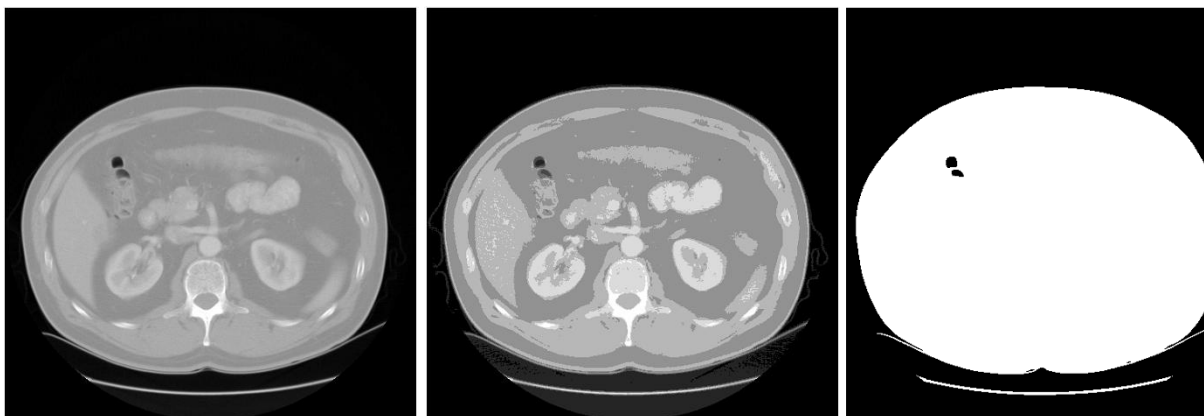
Tato metoda může být zařazena také do regionálních segmentačních metod. Jedná se o neparametrický shlukovací algoritmus (clustering), který rozděluje pixely do shluků. Každý pixel je popsán vektorem (barva, pozice, vlastnosti okolí) a každý shluk má svůj zvolený střed. Principem této metody je přepočítávání nových středů oblastí. Seskupuje pixely s nejvyšší podobností vlastností do jednoho shluku a ty s nízkou podobností mimo něj. [16] [2]

Principem shlukování je přiřazení každého pixelu do nejbližšího shluku a určení ideální polohy a počtu shluků. Využívá postupné iterace, tedy postupně přepočítává nové středy a jednotlivé shluky tak, aby byl výsledek co nejpřesnější. Algoritmus se snaží najít výsledné středy tak, aby odchylka středních hodnot dat ve shluku byla co nejmenší. [31]

Tato metoda je závislá na počátečním nastavení středů shluků a také na šumu v obraze. V případě, že je rozdíl mezi kterýmkoli pixelem a nejbližším shlukem větší, než maximální nastavená hodnota,

vytvoří se nový shluk, jehož středem bude tento pixel. Tato metoda je jednoduchá na použití a umožňuje mnoho vylepšení. Nevýhodou je nutnost stanovit vhodný počet shluků a vybrat ty počáteční. [16] [31]

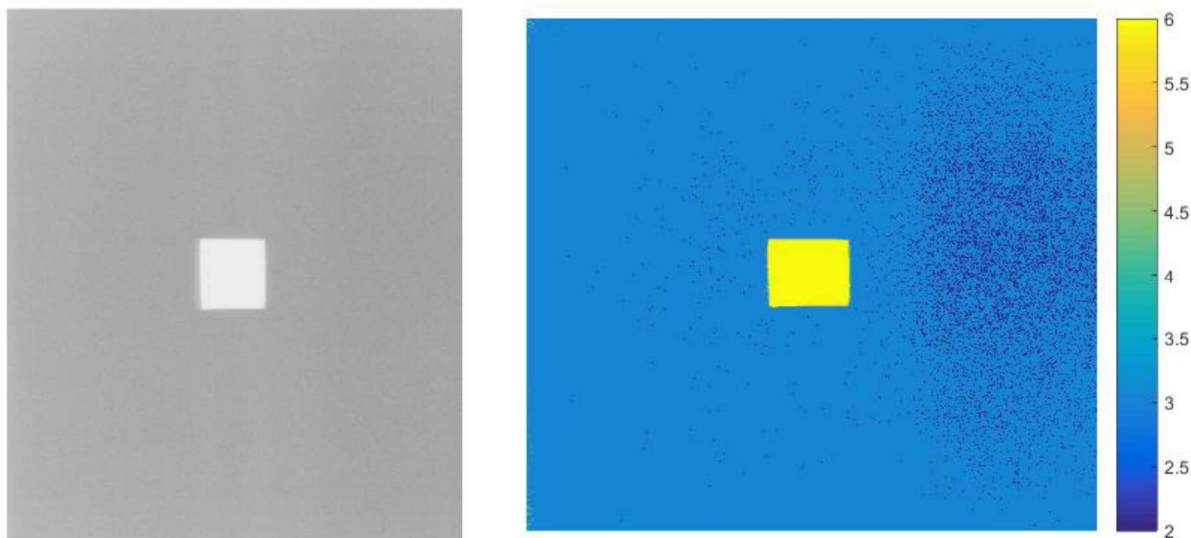
Použití této metody je v medicíně poměrně časté. S výhodou ji lze použít například pro segmentaci nádorových ložisek, která mají jiné vlastnosti než jejich okolí. Příklad použití na medicínská data je například ve článku [21], kde je obraz segmentován metodou K-means (*Obr. 10* uprostřed) a také adaptivní K-means metodou (*Obr. 10* vpravo). Jak je z obrázku patrné, shluková analýza zvýšila kontrast obrazu, protože vytvořila omezený počet shluků, tedy omezený počet odstínů šedi. Adaptivní shluková analýza v obraze zanechá pouze sledovanou strukturu (například nádor nebo ledvinové kameny). Adaptivní analýza je rychlejší a také přesněji ohraničuje výsledný obraz. [21] [31]



Obr. 10: Originální obraz, segmentace pomocí K-means metody, segmentace pomocí adaptivní K-means metody [21]

5.1.4 Otsu metoda

Je to kvantitativní metoda, která slouží k nalezení optimálního prahu na základě rozptylu dat. Hlavním principem metody je snaha minimalizovat rozptyly jednotlivých tříd. V případě přítomnosti dvou vrcholů (peaků) v histogramu je jeden určen jako pozadí a jeden jako popředí. Prahem je poté zvoleno globální minimum mezi těmito vrcholy. Tím dojde k rozdělení obrazu do jednotlivých tříd a dále lze s obrazem pracovat. Výhodou této metody je především její jednoduchost. Tato metoda se používá například pro extrakci chrupavek, nebo krevního řečiště, ale také na mnohé další medicínské obrazy. Na *Obr. 11* je zobrazen příklad použití Otsu metody při zpracování množství sekundárního záření na rentgenové kazetě. Tato metoda je blíže popsána v praktické části v kapitole 8.2.1 Použití Otsu metody na konkrétním obraze. [26] [33] [37]



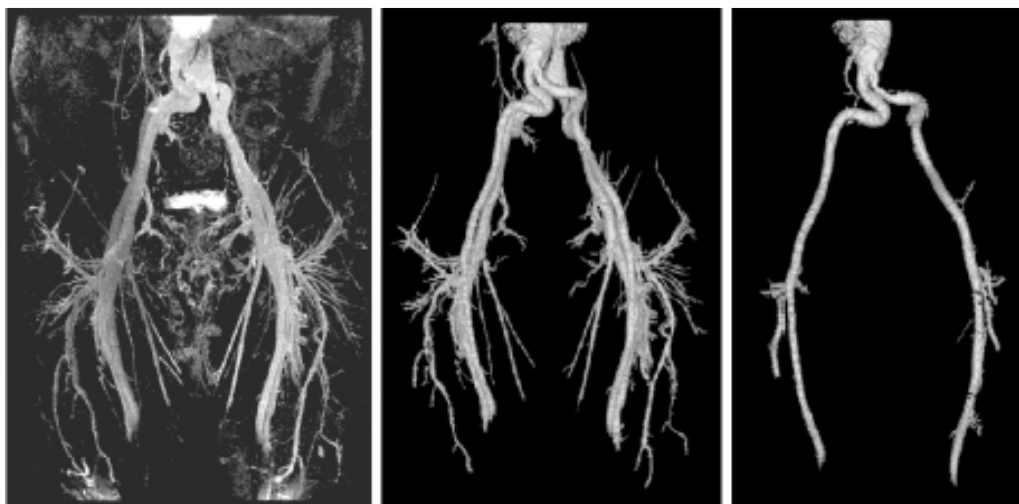
Obr. 11: Příklad multiregionální Otsu metody [26]

5.1.5 Kohonenovy mapy

Jsou neuronové sítě (typu self-organizing maps), které úzce souvisejí s metodou K-means. Hlavním principem je, že neurony soutěží o to, který bude aktivní. Neurony jsou poté shlukovány podle aktivního neuronu do skupin. Každý neuron na výstupu je spojen se všemi vstupy (ty jsou představovány například intenzitou, barvou nebo jinými vlastnostmi pixelu), přičemž každé z těchto spojení má určitou váhu. Aktivním neuronem se stává ten, který má nejnižší výstup (vzdálenost váhového vektoru neuronu od vstupního neuronu). Tato metoda je závislá na složitosti vstupu a také na celkovém počtu shluků. Čím více neuronů obraz obsahuje, tím lepší je rozlišení, ale také větší náročnost. Nevýhodou je, že v případě příliš malého počtu shluků na vstupu nebo na výstupu, není algoritmus schopen obraz dostatečně správně segmentovat. [25] [35]

5.1.6 Fuzzy přístup

Fuzzy relace nerozdělují segmenty do pixelů pevně, ale podle váhových faktorů (jednotlivé oblasti se částečně překrývají). Základem je popsat intenzitu pixelů, ale také charakter jejich změn váhovým součtem intenzit s derivací okolních bodů pixelu. Segmentace je citlivá na váhy a vlastnosti jednotlivých oblastí obrazu. Pro snížení nutnosti zásahu uživatele do metody se používají adaptivní váhové faktory, tedy takové, které se automaticky přizpůsobují. Umožňuje také automatizovat další segmentační postupy, například automaticky určit počet vytvořených shluků při shlukové analýze. V medicíně může být použit například pro segmentaci cévního systému nebo mozku. Příklad použití této metody je uveden na *Obr. 12*, nalevo je originální snímek, uprostřed je segmentován cévní systém a napravo jsou segmentovány hlavní tepny. [25] [3] [36]



Obr. 12: Segmentace tepen pomocí Fuzzy přístupu [25]

5.1.7 Markovská náhodná pole (Markov Random Fields - MRF)

Základní myšlenkou, ze které tato metoda vychází, je, že každý bod souvisí se svými sousedními body. Metoda je založena na pravděpodobnosti a podmíněné pravděpodobnosti, jedná se tedy primárně o statistický model. Předpokládá, že většina obrazových pixelů přísluší do stejného obrazového segmentu jako sousední pixely. Dalším předpokladem této metody je, že je velmi nízká pravděpodobnost, aby se v obraze vyskytly body (osamocené pixely), jejichž žádný soused nebude mít stejné vlastnosti. Určují se řídicí parametry, které upravují sílu vazeb mezi jednotlivými sousedními pixely. Nevýhodou této metody je značná výpočetní náročnost. Metoda umožňuje rozdělit obraz do jednotlivých segmentačních tříd, ale také modelovat nehomogenní struktury, které se mohou vyskytnout v medicínském obraze. [6] [2]

5.2 Regionální metody (Region-Based)

Segmentují obraz na základě podobných vlastností pixelů, například jasu nebo barvy. Obraz může být rozdělen na jednotlivé oblasti s podobnými vlastnostmi pomocí mřížky. Jsou zvoleny počáteční pixely pro jednotlivé oblasti. Segmenty poté vznikají postupnou iterací, oblast se rozrůstá v okolí počátečních oblastí, dokud jsou vlastnosti podobné. Lze zvolit počet iterací, které má algoritmus vykonat, čím více jich proběhne, tím je výsledek přesnější. Hlavním principem těchto metod je rozdělení heterogenního obrazu na jednotlivé homogenní regiony. Výhodou těchto metod je, že umožňují segmentovat i obraz s vysokým podílem šumu. [19] [20]

5.2.1 Narůstání oblasti (Region Growing)

Někdy je také označována jako metoda šíření oblasti, je nejjednodušší regionální metodou. Seskupuje pixely podle velikosti amplitudy a vytváří tak jednotlivé oblasti. Jsou zvoleny počáteční oblasti a ty se pak rozrůstají do okolí, dokud okolní pixely splňují definované podmínky. [25] [2]

5.2.2 Seeded Region Growing

Kombinuje metodu narůstání oblasti a watershed (popsanou níže). Na vstupu jsou množiny semen pixelů nebo jejich skupin, které provádějí kontrolu nově vznikajících oblastí. Semena jsou výběrem obrazových bodů a lze je vybrat ručně nebo automatizovaně. Tato metoda je použita ve volně dostupném software na webové stránce popsané jako zdroj [30]. [20] [30]

5.2.3 Metoda dělení a slučování oblastí (Split and Merge)

Tato metoda spočívá v dělení obrazu na čtyři stejné oblasti (jednotlivé kvadranty). Poté je stejným způsobem rozdělena každá z těchto vzniklých částí. V případě, že jsou pak sledované vlastnosti (například rozptyl intenzit) sousedících čtverců homogenní, dojde k jejich spojení. V případě, že jsou nehomogenní, oblast se opět rozdělí. Dělení pokračuje, dokud není každý ze čtverečků homogenní. Poté jsou jednotlivým oblastem přiřazeny indexy. [25]

5.3 Metody založené na detekci hran

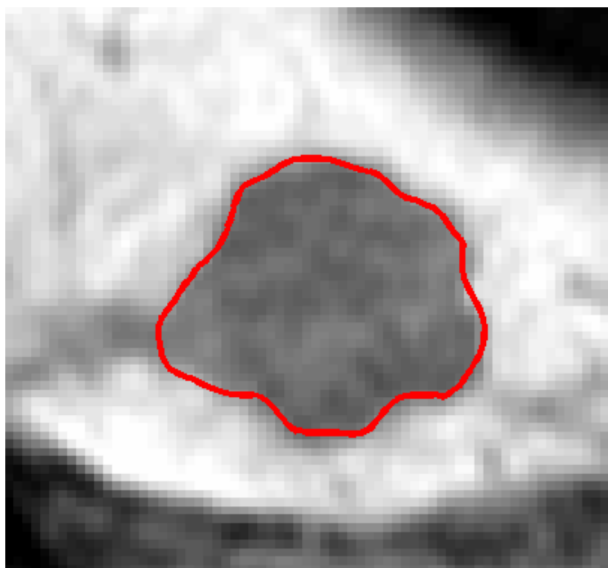
Patří mezi základní segmentační metody. Hran jsou definovány jako místa v obraze, kde dochází k prudkým jasovým změnám. Detekce hran se dělí na tři části, a to filtrování, diferenciaci a detekci. Filtrace je již popsána v kapitole 4 Zpracování obrazu. Diferenciace slouží ke zvýraznění míst v obraze, kde dochází k významným jasovým změnám. Detekce pak umožňuje získat souřadnice bodů s nejvyššími jasovými změnami. [25] [36]

5.3.1 Hranové detektory

Tyto metody jsou již popsány v kapitole 4.3 Metody filtrace. Využívají první nebo druhé derivace obrazu. Nevýhodou metod využívajících první derivaci je citlivost na šum a závislost na velikosti segmentovaného obrazu. Nevýhodou metod využívajících druhou derivaci je zejména nežádoucí vyhlazení obrazu. [25] [36]

5.3.2 Aktivní kontury (Active Contours)

Fungují na principu postupného přibližování uzavřených kontur k hranám objektu. Kontura se postupně deformuje tak, aby co nejlépe odpovídala hranám objektu. Síly, které konturou pohybují, se dělí na vnitřní (udržují konturu hladkou), vnější (závisí na inicializační lokaci kontury) a obrazové (určují směr pohybu kontury k hraně objektu). Metoda je schopna zpracovat i složité tvary a umožňuje nastavit parametry tak, aby výsledek více vyhovoval uživateli. Nevýhodou je nutnost ruční volby počáteční kontury. V medicínských obrazech se používají například pro ohraničení nádorové oblasti, viz Obr. 13. [6] [25]



Obr. 13: Ohraničení nádoru v játrech metodou aktivních kontur [6]

5.3.3 Level-sets

Na podobném principu jako aktivní kontury je založena také metoda Level-sets. Základní křivka je určena řezem v nulové hladině. Dále je pro každý bod tohoto řezu určena jeho výška nad nulovou hladinou. Postupně dochází k přizpůsobování Level-set funkce tak, aby co nejlépe popisovala povrch objektu. Tato metoda je výhodnější pro složitější tvary obrazu a umožňuje zpracovávat i prostorový obraz. Je schopna vytvořit povrchový model objektu, čehož lze v medicíně využít ke tvorbě modelů anatomických struktur na základě obrazových dat. Nevýhodou je nutnost ručně určit počáteční stav. [25]

5.3.4 Houghova transformace

Umožňuje segmentovat čáry a křivky. Základním principem je transformace obrazu z Kartézského souřadnicového systému do polárního. Tuto metodu příliš neovlivňuje šum, ale umožňuje detekovat pouze křivky, elipsy, případně tvary objektů. Nejčastěji se využívá jako částečná segmentace, tedy k hledání takových tvarů objektů v obraze, které je možné popsat rovnicí. V případě medicínských obrazů se používá například pro detekci polohy předmětu (například trubice) v těle, nebo pro segmentaci zornice. [19] [25]

5.3.5 Isosurfaces

Slouží k rekonstrukci objemových dat, v medicíně se používá například pro segmentaci obrazu mozku. Využívá propojení voxelů se stejnou intenzitou, jako má zvolená hodnota (Isovalue). Tyto voxely zabarví jinou barvou. Podle zvolené hodnoty lze tedy zvýraznit sledovanou strukturu obrazu (například hrany, šedou nebo bílou kůru mozkovou, případně nádorové ložisko). V případě přítomnosti šumu v obraze dochází ke vzniku artefaktů, které je poté potřeba dále odfiltrvat. Nevýhodou je také značná výpočetní náročnost tohoto algoritmu. [25]

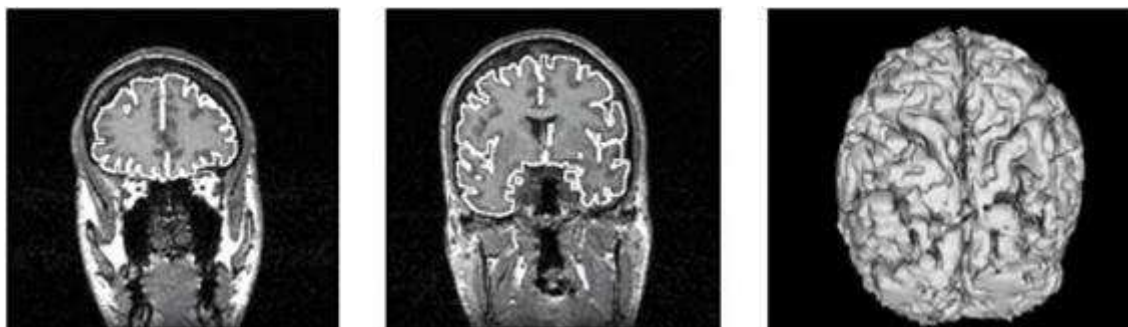
5.4 Hybridní metody

Částečně využívají metod popsaných výše, ale nelze je jednoznačně zařadit do žádné z těchto skupin. Slouží například k segmentaci mozkové kůry. [20] [32]

5.4.1 Záplavová transformace (Watershed Transform)

Tuto transformaci lze zařadit také mezi regionální segmentační metody. Metoda záplavové transformace vychází z geografie, obraz převádí dle výškového reliéfu na oblasti nížin (lokální minima) a oblasti hor (lokální maxima). Lokální minima jsou počátečními body pro zaplňování vodou. Nížiny jsou tedy zaplaveny vodou nejdříve. Voda se postupně rozlévá po okolí. V místech, kde by mohlo dojít ke spojení jednotlivých povodí, jsou vytvořeny hráze. Zaplňování pokračuje, dokud nedosáhne maxima obrazu. [20] [1] [32] [25]

Výsledkem této metody jsou jednotlivé regiony (povodí), rozdělené hrázemi. Všechny pixely v jednotlivých regionech pak mají přiřazen index svého regionu. Hráze mají přiřazen jednotný index rozdílný od všech regionů. Jelikož většinou je výsledkem velké množství regionů, často se po segmentaci spojují regiony s podobnou strukturou nebo intenzitou. Tato metoda je velmi citlivá na šum a je tedy nevhodná pro segmentaci zašuměného obrazu. Lze ji použít například pro segmentaci mozkové kůry, případně pro 3D rekonstrukci mozku (viz *Obr. 14*). [20] [1] [32] [25]



Obr. 14: Výsledek segmentace – záplavové transformace mozku a jeho 3D rekonstrukce [25]

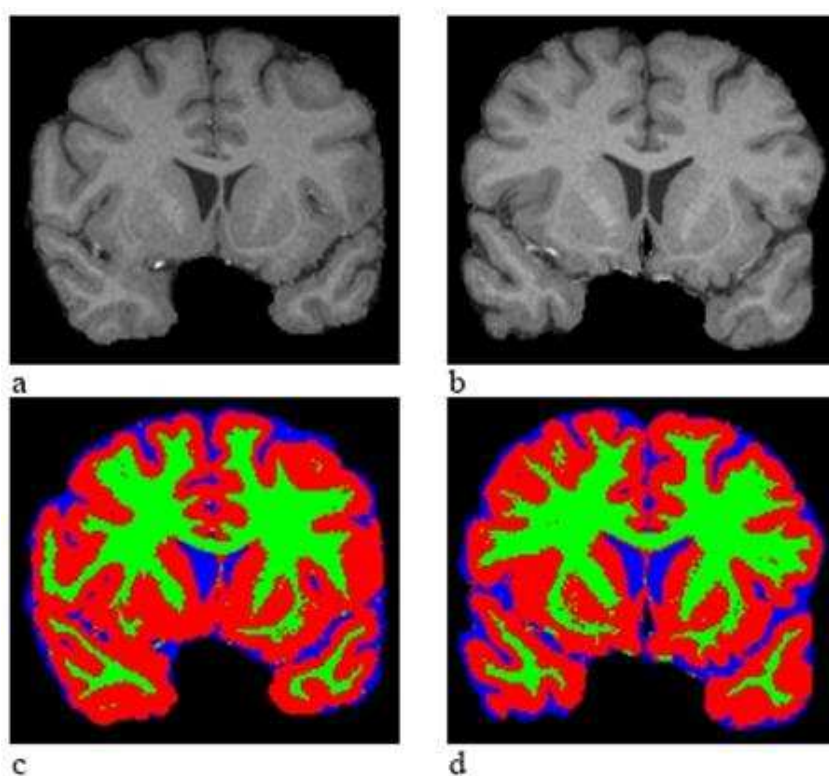
5.4.2 Neuronové sítě

Tato metoda vychází z funkce lidského mozku a neuronů v něm a má značné využití ve všech oborech. Neurony v tomto softwaru jsou spojeny hranami (čímž jsou vytvářeny neuronové stromy), z nichž každá má definovanou hodnotu. Tato metoda je výhodná zejména kvůli paměti, díky které je schopna si zapamatovat určité postupy, naučit se nové a přizpůsobit se tedy požadovaným změnám. Metoda je tedy schopna se vylepšovat v závislosti na dané situaci. Další výhodou neuronových sítí je jejich schopnost segmentovat i velmi komplikované struktury, čemuž ale odpovídá složitost jejich implementace. [20] [1] [32]

Existují dva typy učení, a to s učitelem nebo bez něj. V prvním případě (učení s učitelem) má software k dispozici vzorový výsledek (tzv. tréninková data), který komparuje s nově získaným výsledkem. Rozdíly mezi těmito výsledky poté vyhodnotí a pokusí se je odstranit a dosáhnout tak minimálních odchylek (chybovosti). Uživatel může provést změny a změnit chování programu v závislosti na žádaných výsledcích. Učení s učitelem tedy umožňuje jistou zpětnou vazbu. Naopak

v případě přístupu bez učitele již uživatel do softwaru nezasahuje a nemá tedy možnost upravit vyhodnocení dle vlastních potřeb. [20] [1] [32]

Existují také kombinace předešlých metod (s učitelem a bez učitele), například Generalized Radial Basic Function (GRBF). Tato metoda je popsána například ve článku [28]. Tato metoda využívá neuronové sítě s radiální bázovou funkcí. Pro vylepšení softwaru jsou přidány zpětné vazby mezi výstupy a střední vrstvou sítě. Umožňuje přesnější klasifikaci jednotlivých oblastí. Tato metoda může také využívat některé statistické, shlukové, nebo také fuzzy metody pro získání lepších výsledků a také pro kvalitnější učení neuronové sítě. V medicíně se používá zejména u obrazů z magnetické rezonance pro segmentaci mozkové kůry na bílou a šedou (viz. Obr. 15). Nevýhodou je nutnost manuálně segmentovat trénovací data a také některé nedokonalosti metody, které je ještě potřeba odstranit. [20] [27] [28]



Obr. 15: Segmentace bílé a šedé kůry mozkové pomocí GRBF neuronové sítě [25]

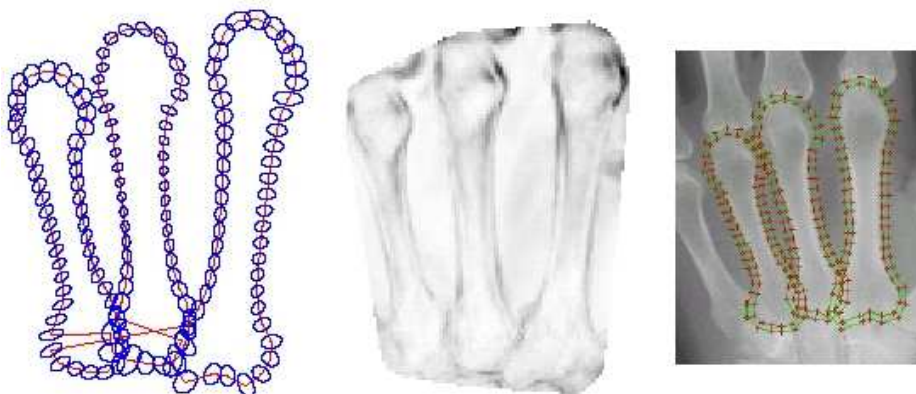
5.5 Znalostní metody (Knowledge-Based)

Algoritmy založené na těchto metodách využívají již známých informací o objektech v obraze. Využívají tedy komparace zkoumaného obrazu s vytvořenými modely nebo šablonami a detekují shody. Výhoda těchto metod se projevuje v případě, že struktura jednotlivých obrazů se příliš nemění. Naopak nevýhodou je, že nejsou schopny správně detekovat obrazy s přílišnou variabilitou a složitou strukturou. [20] [28]

5.5.1 Active Appearance Models (AAM)

Tato metoda je poměrně nová, ale rychle se rozmáhá v oblasti zpracování medicínských obrazů nebo při detekci obličeje a jeho výrazu. Model objektu je vytvořen za pomoci statistické analýzy PCA (Principal Component Analysis). Ta umožňuje vytvořit model objektů na základě manuální segmentace vzorových dat (trénovacích). Parametry modelu je možné vhodně upravit tak, aby co nejlépe odpovídal nově segmentovanému obrazu. Pokud dojde ke shodě modelu s pozorovaným obrazem, lze objekt v obraze dále segmentovat. [25] [29] [3]

Příklad použití této metody segmentace je zobrazen na *Obr. 16*. V obrázku je nalevo zobrazen výběr hraničních bodů objektu (ten je prováděn manuálně). Uprostřed obrázku je analýza rozdílů ve struktuře objektu, která je sledována v průběhu trénování (sleduje polohu a intenzitu pixelů). Napravo v obrázku je poté výsledný vypočítaný AAM model. Model zachycuje tvar sledovaného objektu a intenzitu jednotlivých pixelů. [25] [29]



Obr. 16: Segmentace záprstních kostí pomocí AAM [25]

Výhodou této metody je schopnost rychle a přesně odhadnout polohu objektu ve sledovaném obraze. Nevýhodami je složitě trénování a také nutnost manuálního výběru hraničních bodů, proto není časově výhodná v případě rozsáhlého vzorku dat. [25] [29]

6 Rešerše matematických metod využívaných pro aproximaci a klasifikaci histogramu

Histogram je popsán v kapitole 4.2.3.2 Ekvalizace histogramu. Histogram zobrazuje rozložení jednotlivých jasových hodnot v obraze. Můžeme tak například zvolit vhodný práh pro segmentaci, případně obraz upravit (například ekvalizací histogramu nebo zvýšením kontrastu) před dalším zpracováním. Po segmentaci obrazu je nutno data, získaná z obrazů jednotlivých kazet, zpracovat. Data jsou tedy zobrazena v histogramu a jsou dále statisticky zpracována. Pro hodnocení jejich rozložení lze histogramy jednotlivých kazet proložit křivkou, která má konkrétní parametry. Tyto parametry pak popisují rozložení dat. Křivku popisující histogramy lze aproximovat tak, aby co nejlépe odpovídala obalu histogramu. Klasifikace pak umožňuje posoudit, jaké oblasti obrazu odpovídají jednotlivé části histogramu a přiřadit pak vrcholy histogramu k oblastem v obraze. [22] [40] [47]

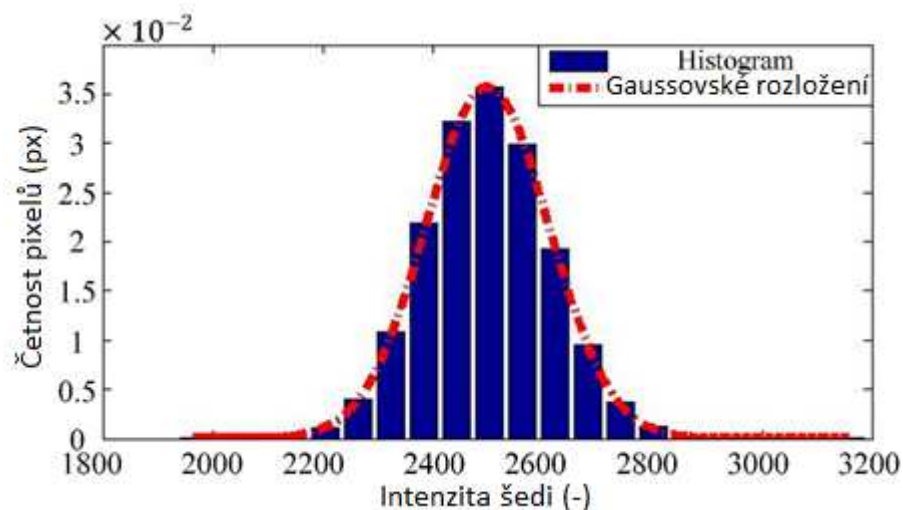
6.1 Pravděpodobnostní modely

Tyto modely umožňují aproximaci křivek na základě znalosti středních hodnot, směrodatných odchylek a rozložení dat. V případě této práce histogram popisuje zejména rozložení šumu v obraze, který by měl mít Gaussovský průběh (normální rozložení). Hlavními parametry Gaussovy křivky jsou střední hodnota a směrodatná odchylka, které lze z dat získat. Rozložení hustoty pravděpodobnosti Gaussovy křivky je dáno vzorcem: [46] [44]

$$N(x|\mu, \sigma^2) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2 \cdot \sigma^2}} \quad (12)$$

Pro rovnici (12) je potřeba zjistit střední hodnotu (μ), směrodatnou odchylku (σ), respektive rozptyl (σ^2). Pro každý bod x pak lze vypočítat normální rozložení křivky. V případě náročnějších histogramů je možné zkombinovat více Gaussových křivek. Tato možnost se nazývá Gaussian Mixture Model (GMM) a vzniká váhovým součtem několika Gaussových křivek (součet vah musí být roven jedné). [46] [44]

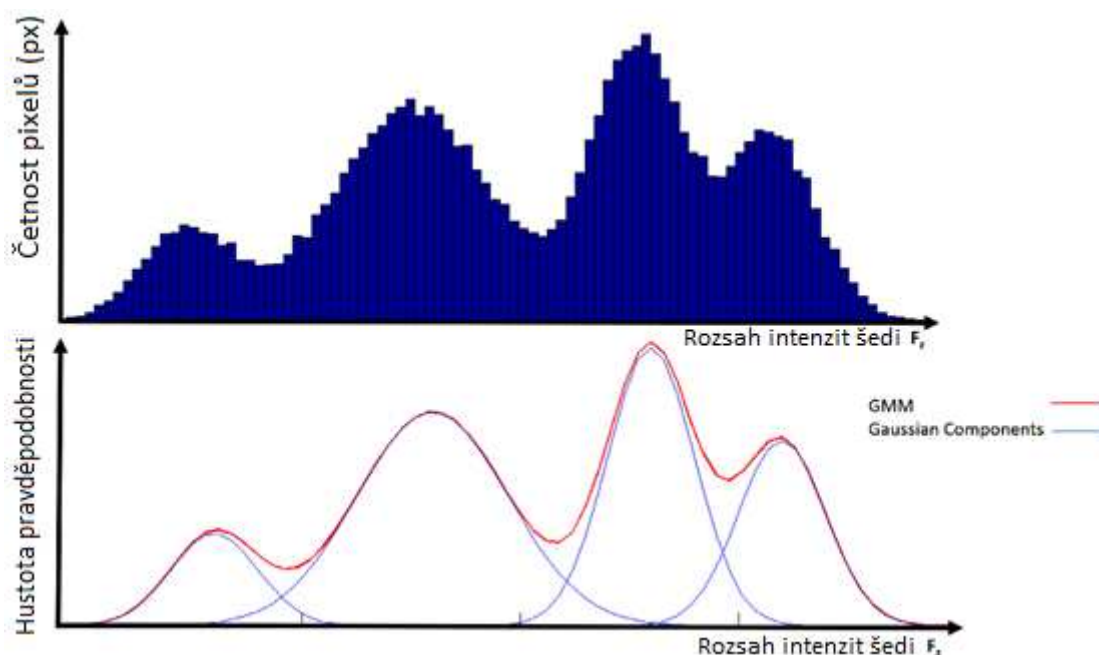
Jeden z příkladů, kdy byl detekován šum z obrazu, je popsán v článku [44]. Je nutné znát rozložení šumu a poté dopočítat parametry jako je rozptyl a střední hodnota. V případě normálního rozložení šumu, jako v tomto případě, lze pak histogram popsat Gaussovou křivkou. V případě výskytu odlehlých pozorování (outlierů) lze tyto odlehlé hodnoty zanedbat a nezapočítávat je do parametrů křivky. Ukázka Gaussova rozložení histogramu je zobrazena na Obr. 17. Rozložení šumu (Noise Estimation), zobrazené na tomto obrázku, lze dobře aproximovat Gaussovou křivkou (Gaussian Distribution). Znalost informací o šumu v obraze bývá důležitá zejména pro jeho odstranění, ale také pro další práci s ním (hodnocení hladiny šumu). [44]



Obr. 17: Histogram šumu s normálním rozložením [44]

Podobným problémem se zabývá také článek [43], kde jsou pomocí GMM klasifikovány medicínské obrazy. Model GMM zde umožňuje aproximaci většího množství struktur na základě histogramu. GMM umožňuje parametrické rozložení pravděpodobnosti na základě vážených součtů Gaussových křivek pro jednotlivé hustoty sledované proměnné (jasové intenzity). Parametry modelu se určují na základě tréninkových dat, které využívají metody očekávaného zvětšení. Je používán například při detekci objektů (počítačové vidění) nebo rozpoznání mluvího (zpracování hlasového signálu). Rovnice, podle kterých se dá tento model vytvořit, jsou uvedeny ve článku [43]. Parametry modelu se postupnými iteracemi přibližují k co nejpřesnější aproximaci obálky histogramu. [43] [48]

Ukázka GMM modelu je zobrazena na Obr. 18. V horní části obrázku je histogram spojitě náhodné proměnné. Spodní část zobrazuje jednotlivé Gaussovy křivky pro každý vrchol na histogramu a také výsledný GMM model, z nich získaný. [43]



Obr. 18: Příklad GMM modelu a jednotlivých Gaussových křivek [43]

6.2 Aproximace funkce

Umožňuje odhadnout funkci tak, aby co nejlépe popisovala průběh křivky. Neumožňuje přesný popis, ale popis dostatečně blízký reálnému průběhu křivky. Aproximací se rozumí výpočet funkčních hodnot nejbližší funkce, kterou je možno popsat parametry. Funkcí používanou pro aproximaci je například polynom, zobecněný polynom nebo racionálně lomená funkce. Hlavními typy aproximace jsou interpolace a metoda nejmenších čtverců. [38] [39] [45]

Některé z metod aproximace již byly popsány výše, jedná se o křivky popisující rozložení pravděpodobnosti (pravděpodobnostní modely). V takovém případě je nutno určit, jaké rozložení mají sledovaná data a podle něj proložit data křivkou. Rozložení dat může být například normální, rovnoměrné nebo exponenciální. V této podkapitole jsou popsány pouze obecné postupy, jakými je možno aproximovat křivky. V případě aproximace šumu v histogramech s normálním rozložením je vhodné použít Gaussovy křivky, ale například při regresní analýze je vhodnější metoda nejmenších čtverců. [7] [45]

6.2.1 Interpolační aproximace

Hledá takovou funkci, která má ve sledovaných bodech stejné hodnoty jako křivka, kterou chceme aproximovat (aproximující funkce tedy musí procházet všemi sledovanými body). Interpolace může být globální (koeficienty interpolační funkce jsou stejné pro celý sledovaný interval) nebo lokální (koeficienty jsou různé pro jednotlivé dílčí podintervaly). [38] [39]

Existuje interpolace lineární, případně po částech lineární. Prokládá body lomenou čarou, tedy spojuje sousední body. Výsledná křivka není hladká. Také lze použít kvadratickou interpolaci. [41]

Častěji se používá polynomičká interpolace. Hledá polynom nejmenšího stupně, který splňuje podmínku průchodu křivky všemi body. Pro proložení n bodů funkce je potřeba zvolit stupeň polynomu nejméně $n-1$. Tedy na proložení dvou bodů lze použít přímkou (polynom 1. stupně), pro propojení tří bodů parabolu (polynom 2. stupně) a dále se polynom stává ještě složitějším. Polynomičká interpolace je vhodná pouze při malém počtu propojovaných bodů. Lze také využít po částech spojitou polynomičskou interpolaci, kdy se data rozdělí na skupinky sousedních bodů a pro každou se polynom tvoří zvlášť. Interpolační polynomy mohou mít různý tvar, například Lagrangeův nebo Newtonův. Tvary jednotlivých polynomů a postup interpolace je uveden v literatuře [45]. Po provedení aproximace lze vypočítat chybu aproximace a posoudit její přesnost. [38] [39] [41] [45]

Další možnost interpolace je spline (splajn křivka), kdy má výsledná křivka různý funkční předpis mezi každými dvěma body. Funkce mezi dvěma body může být lineární, kvadratická nebo kubická. Nejčastěji se využívá kubická spline funkce. Její výhodou je snadné přidání dalších bodů, hladká křivka a přesnost výpočtu. [38] [39] [41]

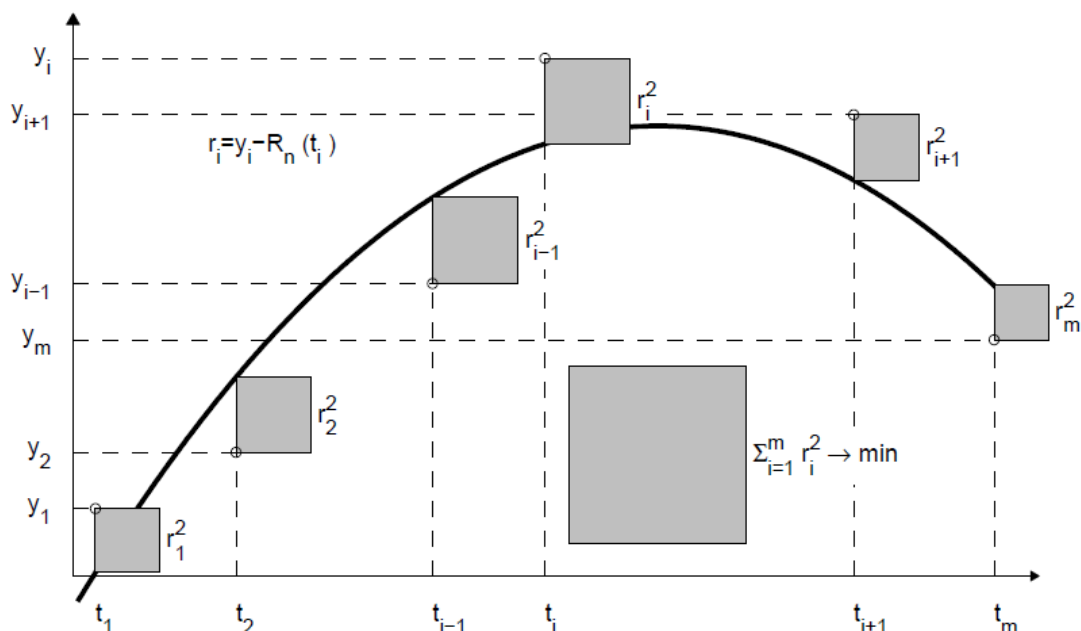
6.2.2 Čebyševovy aproximace

Bývá označována také jako „nejlepší stejnosměrná aproximace“. Na sledovaném intervalu hledá funkci tak, aby byl rozdíl mezi ní a křivkou obalu histogramu co nejmenší (minimalizace maximálního rozdílu). Nejčastěji se využívá Čebyševových polynomů, které se lehce konstruují. Pro interpolaci se využívají lineární transformace na interval $[-1,1]$, dle rovnice uvedené ve článku [38]. Jsou využívány pro aproximaci, ale také k výpočtu funkcí, integrálů a derivací. [38] [39]

6.2.3 Aproximace metodou nejmenších čtverců

Tato metoda je základem regresní analýzy a je poměrně jednoduchá a často používaná. Metoda se také používá pro proložení dat křivkami (curve fitting). Pro určení hodnot koeficientů funkce se používá regrese, která je schopna zpětně z průběhu funkce zjistit parametry této funkce. Principem této funkce je snaha minimalizovat sumu všech čtverců (druhých mocnin) reziduí. Reziduum je rozdíl mezi hodnotou aproximované funkce a sledovaným bodem. Funkce je popsána jako soustava normálních rovnic. Postupně se upravují parametry funkce tak, aby se dosáhlo nižší sumy. [38] [39] [45] [49]

Tato metoda modeluje výslednou funkci kombinací základních (bázových) funkcí, jimž je nutno nastavit vhodné parametry, které se zjišťují matematickým postupem (viz [45]). Aproximovaná funkce může být diskrétní (zadána v konkrétních bodech) nebo spojitá (zadána v celém intervalu). Základní funkce používané pro diskrétní aproximaci jsou polynomy, ortogonalizované polynomy nebo trigonometrické polynomy. V případě spojité aproximace jsou základní funkce ortogonální polynomy (Legendreovy, Čebyševovy, Laguerrovy nebo Hermiteovy) a trigonometrické funkce (využívají Fourierovy řady). [38] [39] [45]



Obr. 19: Princip metody nejmenších čtverců [45]

Princip metody nejmenších čtverců je zobrazen na Obr. 19. Hlavní snahou je přiblížit křivku co nejblíže k pozorovaným bodům. Velikost čtverců představuje druhou mocninu vertikální vzdálenosti bodů od křivky. Optimální křivku lze určit pomocí soustavy rovnic a minimalizace sumy čtverců reziduí. Nejjednodušším příkladem je lineární aproximace (prokládání přímkou), která vede na soustavu lineárních rovnic a přesné vyjádření přímky. V případě, že některá pozorování jsou důležitější než jiná, lze použít váženou metodu nejmenších čtverců, která umožňuje přiřadit jednotlivým pozorováním různé váhy. [45]

6.3 Klasifikace

Rozděluje data do jednotlivých tříd podle určitých vlastností. Je zvolen příznak (sledovaná vlastnost objektu) nebo vektor příznaků, podle kterého jsou data rozdělena do příslušných tříd. Například lze rozdělit data podle jasové hodnoty, každá třída poté představuje interval jasových hodnot. Třídy pak lze seřadit podle toho, jakých hodnot jejich intervaly dosahují. Při klasifikaci histogramu je důležité určit, které oblasti obrazu odpovídají jednotlivé vrcholy v histogramu. Poté lze například odfiltrvat část obrazu, která není pro další analýzu důležitá, nebo obraz upravovat podle žádaného výstupu. Například v případě, že histogram obsahuje dva vrcholy a lze určit, který představuje pozadí a který objekt, lze zvolit práh pro segmentaci tak, aby v obraze zůstala pouze sledovaná oblast. [22] [40]

Klasifikace může být řízená nebo neřízená. Řízená klasifikace využívá trénovacích souborů, které obsahují vzory jednotlivých tříd. Dále jsou vytvořeny histogramy a je vybráno klasifikační kritérium, podle kterého jsou poté data klasifikována (pixely jsou zařazeny do předem vytvořených tříd). Neřízená klasifikace nevyužívá trénovacích dat, ale shluků (clusterů) pixelů o podobných vlastnostech. Rozdělení do jednotlivých tříd závisí pouze na vlastnostech pixelů. Po použití neřízené klasifikace je nutné přiřadit ke každé třídě informaci obsaženou v obraze, tedy určit, kterým oblastem v obraze odpovídají jednotlivé třídy. [22] [40] [42]

Praktická část

7 Design a realizace experimentálních měření efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích

Experimentální měření bylo provedeno na Radiodiagnostickém ústavu ve Fakultní nemocnici Ostrava pod odborným dohledem Ing. Mgr. Karola Korhelíka, Ph.D. Cílem měření bylo vyhodnotit vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií. Kazety se v této nemocnici používají běžně 5 až 7 let a vyřazeny bývají v důsledku nečitelnosti obrazu, případně mechanického poškození kazet. Až doposud se nikdo nezabýval degradací obrazu v průběhu této doby používání (vlivem působení ionizujícího a laserového záření).

7.1 Návrh experimentu

Měření probíhalo na skiagrafických kazetách, které jsou k dispozici ve Fakultní nemocnici v Ostravě. Byly zvoleny kazety firmy Kodak, stejných rozměrů a stejného typu. Měření bylo nutné provést pro každou kazetu desetkrát v první sérii a desetkrát ve druhé sérii. Všechny obrazy byly uloženy do nemocničního systému tak, aby bylo možné rozlišit jednotlivá měření obou sérií i jejich pořadí. Každý obraz je možné identifikovat v systému pomocí čárového kódu kazety.

Kazety byly v čase mezi sériemi používány v rámci provozu nemocnice beze změny. V průběhu práce byla jedna z kazet (s čárovým kódem 9104297699) označena za vadnou z důvodu bílého pruhu v jejích obrazech, ale během měření se tato vada nezobrazila.

Dále bylo potřeba zjistit počet absolvovaných cyklů jednotlivých kazet. Počet cyklů všech sledovaných kazet spolu s příslušnými čárovými kódy zobrazuje *Tabulka 3*. Cyklem se rozumí naskenování a vymazání skiagrafické kazety čtečkou. Ve Fakultní nemocnici se zaznamenává počet použití jednotlivých kazet pouze tímto způsobem. Nelze tedy přesně určit, zda počet cyklů kazety odpovídá počtu expozic. V průběhu práce se ukázalo, že počet cyklů jednotlivých kazet byl ještě před 1. sérií měření vynulován. Většinou bývá v nemocnici nulován každý rok při pravidelné kontrole digitizéru. Bylo zajištěno, že mezi oběma experimenty k tomuto nulování nedojde, ale zpětně již nelze zjistit skutečný celkový počet cyklů kazet. Díky této skutečnosti není možné porovnat výsledky jednotlivých kazet vzhledem k celkovému počtu absolvovaných cyklů. Lze tedy porovnat pouze výsledky kazet vzhledem k nárůstu počtu cyklů mezi první a druhou sérií.

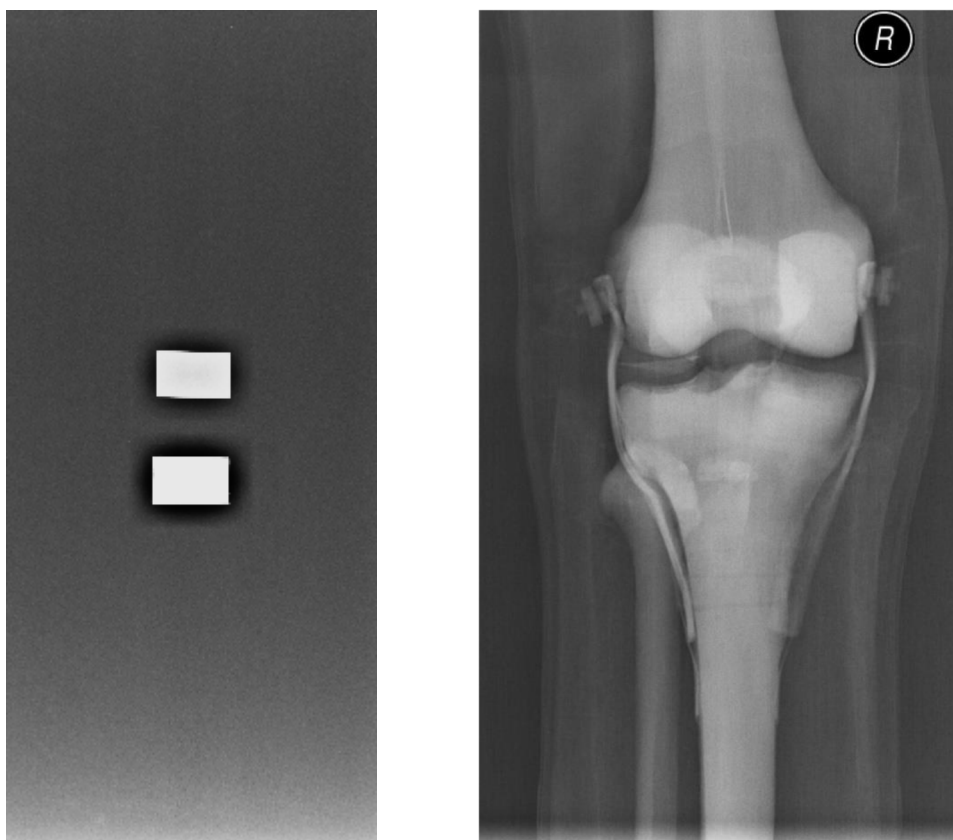
Tabulka 3: Počet cyklů před 1. a 2. sérií měření pro všechny použité kazety (identifikované pomocí čárových kódů)

Pořadí kazety	Čárový kód kazety	Počet cyklů (1. série)	Počet cyklů (2. série)
1	9104291627	159	187
2	9104291614	138	274
3	9104301032	123	212
4	9104394276	109	248
5	9104297699	150	258
6	9104291628	123	288

Výše zmíněnou nevýhodu by bylo možné vyřešit tím, že by se pro měření použily alespoň dvě nové kazety (které ještě neprošly žádným cyklem). Poté by bylo možné provést určitý počet expozic na jedné z kazet a mít tak přesné počty použití každé z kazet. Tímto postupem by mohl být vytvořen prospektivní model odhadu šumové složky, ve kterém by nepoužitá kazeta představovala nulový bod. Tuto možnost se nepodařilo zajistit vzhledem k finanční náročnosti zakoupení této kazety. Proto byla zvolena možnost porovnání již použitých kazet a byly vytvořeny modely bez znalosti počátečních (nulových) bodů.

Měření bylo provedeno na primárním svazku záření, protože sekundární záření nemá praktický význam při hodnocení degradace kazet. Hlavním zdrojem degradace kazety je primární rentgenové záření (při expozici kazety) a laserové záření skeneru (při čtení a mazání kazety).

Doprostřed kazety byly umístěny dva plátky stejných rozměrů ve vzdálenosti 3 cm od sebe, aby nedošlo ke splnutí jejich obrazů. Jeden z nich je pro rentgenové záření absolutně nepropustný a druhý částečně propustný. Absolutně nepropustný plátek je v obraze použit jako referenční (nulový) bod. Částečně propustný plátek a také zbývající část obrazu kazety (pozadí) nabývají různých, vzájemně odlišitelných, hodnot odstínů šedi. Obě tyto oblasti budou sledovány za účelem hodnocení degradace v průběhu uplynulého času. Při nižších expozičních hodnotách odpovídá částečně propustný plátek oblastem zastíněným kostmi lidského těla a pozadí kazety oblastem zastíněnými měkkými tkáněmi. Při vyšších expozičních hodnotách odpovídá částečně propustný plátek oblastem zastíněným měkkými tkáněmi lidského těla a pozadí kazety odpovídá nezastíněné oblasti.



Obr. 20: Vlevo experimentální snímek se dvěma plátky, vpravo snímek kolena [50]

Expoziční hodnoty rentgenového přístroje byly zvoleny tak, aby šum kazety (pozadí) nabýval různých jasových hodnot (odstínů) na škále šedi a zároveň aby byly od sebe rozeznatelné oblasti obou plátek na kazetě. Při příliš nízkých hodnotách expozice by došlo k úplné absorpci záření olověným, ale také gumovým plátkem (hodnota jasu by byla v případě obou plátek rovna 4500). Při příliš vysokých hodnotách expozice by šum kazety (pozadí) nabýval pouze jedné jasové hodnoty (hodnota jasu by byla po celé ploše pozadí kazety rovna 0). Jako ideální expoziční hodnoty podle popsaného kritéria bylo zvoleno anodové napětí 45 kV a expoziční proudový čas 1 mAs.

Hodnoty bylo důležité zvolit na škále šedi kvůli hodnocení obrazu, ale také proto, že lépe simulují rentgenový snímek lidského těla, který se také pohybuje ve škále šedi. Příklad snímku, který vznikl vhodným nastavením expozičních hodnot, lze vidět na *Obr. 20* spolu se snímkem kolena. Z obrázku je patrné, že pozadí experimentálního snímku nabývá odstínů šedi odpovídajících pozadí snímku kolena a horní bílá oblast experimentálního snímku (pryžový plátek) nabývá odstínů šedi odpovídajících kloubu ve snímku kolena.

Pro experiment byla zvolena jediná zkoumaná ohnisková vzdálenost (105 cm) a manuální filtrace svazku záření (pro vypnutí automatické filtrace). Rentgenový přístroj umožňuje dvě různé ohniskové vzdálenosti, ale při nižší vzdálenosti by došlo pouze k celkovému ztmavení obrazu. Při hodnocení degradace nezáleží na tom, z jaké vzdálenosti provádíme expozici. Pro relevantní výsledky je důležité pouze dodržet stále konstantní nastavení vzdálenosti, clony i expozičních hodnot, přičemž obraz musí obsahovat tři od sebe dostatečně odlišitelné oblasti (oblast nepropustného plátku, částečně propustného plátku a pozadí).

7.2 Cíle práce a stanovení hypotéz

Cílem práce bylo vyhodnotit efekt ionizujícího záření na paměťových fóliích rentgenových kazet. Pro toto vyhodnocení bylo nutné nejprve provést experimentální měření, poté vytvořit algoritmus pro klasifikaci obrazu, jehož výstupem byly histogramy všech obrazů. Získaná data bylo nutné statisticky vyhodnotit a vytvořit modely popisující degradaci fólií.

Pro získání relevantních dat k této práci bylo nutné realizovat měření tak, aby chybou nastavení nebo lidského faktoru nedošlo ke kvalitativní změně obrazu. Dále bylo potřeba vyhodnotit vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií.

7.2.1 Vliv časové prodlevy na kvalitu obrazu

H_0 : Časová prodleva kratší než 15 minut mezi expozicí kazety a jejím vyvoláním nemá vliv na kvalitu výsledného obrazu.

H_A : $\neg H_0$

Nelze zamítnout nulovou hypotézu H_0 . Ověřením této hypotézy se zabývala slečna Mošová ve své práci [50]. Na základě svého experimentu došla k závěru, že pokud je obraz z kazety vyvolán do 15 minut od expozice, nemá tato prodleva vliv na následné hodnocení obrazu. S přibývajícím časem je snímek vystavován sekundárnímu záření (i pouze přírodní pozadí má nezanedbatelný efekt) a zhoršuje se tak jeho kvalita. Experiment v mé diplomové práci je proto prováděn tak, aby se tyto změny neprojevyly. Snímek je vyvolán bezodkladně po jeho expozici (do 1 minuty).

7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií

H_0 : Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.

H_A : „ $\neg H_0$ “

Ověření této hypotézy je rozepsáno v kapitolách 9 Design statistického aproximačního modelu distribuce šumové složky, 10 Analýza a hodnocení výsledků modelování efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích a 11 Návrh predikčního modelu pro odhad degradace paměťových fólií. Základem bylo posouzení histogramů obrazů získaných z paměťových fólií. Nejprve byly statisticky hodnoceny rozdíly lokálních minim a maxim jednotlivých kazet v obou sériích měření. Dále byla závislost posouzena pomocí rozdílů aproximačních modelů distribuce šumové složky jednotlivých kazet a sérií měření. Podkladem pro porovnání těchto modelů byly základní parametry hodnocení podobnosti křivek a také vizuální srovnání. Pro lepší vizuální představu byly také vytvořeny predikční modely pro odhad degradace fólií.

Veškeré statistické hodnocení v této práci bylo prováděno na 5% hladině významnosti. Pro ověření hypotézy byl použit Mannův-Whitneyův test pro srovnání shody mediánů jednotlivých kazet v 1. a 2. sérii měření (kapitola 10.2 Srovnání parametrů jednotlivých kazet v 1. a 2. sérii měření). Dále Kruskalův-Wallisův test pro srovnání shody mediánů jednotlivých parametrů všech kazet v jednotlivých sériích měření (kapitola 10.3 Srovnání parametrů kazet v jednotlivých sériích měření), v případě parametrů a sérií, kde byla zamítnuta nulová hypotéza, byl dále proveden Dunnův test. Pro ověření normality sledovaných parametrů všech kazet a sérií byl použit Shapirův-Wilkův test a pro ověření shody rozptylů Leveneův test. Tyto testy jsou blíže popsány v [7].

Aproximační křivky byly hodnoceny v závislosti na sérii příslušných kazet 9.2 Tvorba aproximačních modelů a 9.3 Parametrické hodnocení výsledků aproximace. Pro hodnocení jejich podobnosti byly použity MSE (Mean Square Error), korelační koeficient a maximální a průměrný rozdíl křivek.

7.3 Použité pomůcky

V této kapitole jsou popsány všechny pomůcky potřebné pro realizaci experimentu. Většina z nich byla zapůjčena na radiologickém oddělení Fakultní nemocnice Ostrava.

7.3.1 Rentgenový přístroj

Pro expozici kazet byl použit fluoroskopický zobrazovací systém Siemens AXIOM Iconos R200 (viz Obr. 21), který je používán ve Fakultní nemocnici Ostrava. Součástí sestavy je sklopná stěna (stůl), zdroj záření (je umístěn nad stolem) a detekční jednotka (je umístěna pod sledovaným objektem). Přístroj umožňuje snadné nastavení vzdálenosti mezi stolem a rentgenkou, nastavení polohy stolu, ale také změny rozměrů clon (automaticky nebo manuálně) nebo umístění značek (laserových markerů) pro fokusaci na sledovaný objekt. Tento rentgenový přístroj má vysokou rozlišovací schopnost a lze ho použít pro přímou i nepřímou digitalizaci. Jednou z výhod tohoto systému je, že může být ovládán i z ovladovny, přičemž parametry expozice lze regulovat pouze z ní. Princip funkce rentgenového přístroje je popsán v kapitole 2.3.2 Skiografie (snímkování). [63] [26]



Obr. 21: Rentgenový přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 (pohled z boku)

7.3.2 Skiagrafické kazety

Pro experiment bylo použito 6 skiagrafických kazet s paměťovou fólií (CR kazety DirectView PQ od firmy Kodak). Tyto kazety jsou blíže popsány v kapitole 3.1 Záznamová média nepřímé digitalizace. Všechny použité kazety byly zapůjčeny ve Fakultní nemocnici Ostrava, kde jsou běžně používány.

7.3.3 Olověný plátek

Byl použit jako jeden ze stínících materiálů. Při použitých dávkách záření dokonale absorbuje rentgenové záření. Byl získán z ochranné vesty, používané pro ochranu nemocničního personálu na sále. Rozměry plátku jsou: šířka 3,7 cm, délka 2,3 cm a výška 0,3 cm.

7.3.4 Gumový plátek (pryžový)

Byl použit jako druhý stínící materiál, částečně propustný pro rentgenové záření. Jeho rozměry jsou: šířka 3,7 cm, délka 2,3 cm a výška 0,8 cm.

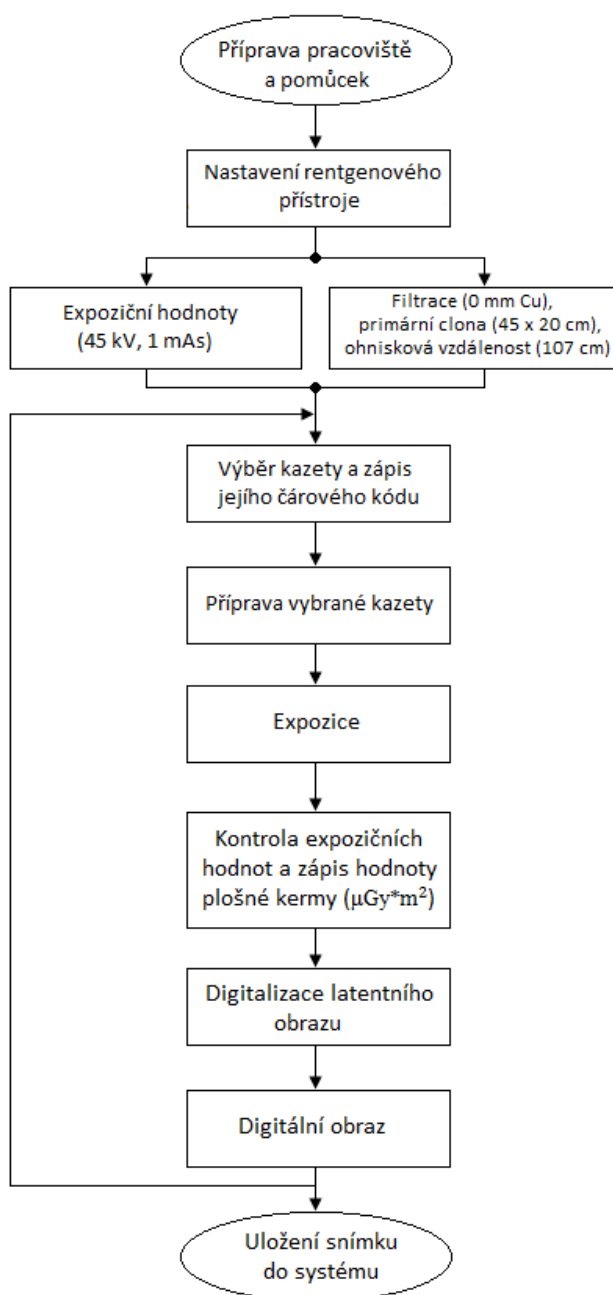
7.3.5 Pravítko

Bylo potřeba pro odměření vzdálenosti mezi gumovým a pryžovým plátkem, která byla dodržena při každém z měření.

7.4 Realizace experimentu

Měření bylo provedeno za konstantního nastavení na rentgenovém přístroji Siemens AXIOM Iconos R200. Cílem měření bylo získat digitální obraz znázorňující rozložení šumu na kazetě. Při porovnání výsledků jednotlivých kazet po uplynutí určité doby lze pak posoudit, zda dochází k degradaci kazet. Měření bylo provedeno na šesti skiagrafičických kazetách ve dvou sériích s časovým odstupem 5 měsíců (1. série byla provedena v říjnu a 2. v březnu), aby bylo možné porovnávat rozdíly, které vznikly v závislosti na používání kazet. V obou sériích bylo na každé kazetě provedeno 10 měření.

Průběh celého experimentu je shrnut v diagramu na Obr. 22. Podrobněji je postup rozepsán v podkapitolách 7.4.1 Příprava pracoviště a 7.4.2 Průběh měření.



Obr. 22: Vývojový diagram průběhu experimentu

7.4.1 Příprava pracoviště

Nejprve bylo nutné připravit pracoviště, nastavit rentgenový přístroj a nachystat potřebné pomůcky. Expoziční hodnoty rentgenky byly nastaveny vždy na začátku série měření a dále se již neměnily. Anodové napětí bylo nastaveno na 45 kV a expoziční proudový čas na 1 mAs (součin anodového proudu a doby expozice).

Pro experiment bylo zvoleno manuální nastavení rentgenového přístroje, aby bylo možné vypnout automatickou filtraci primárního svazku (bylo zvoleno 0 mm měděného filtru). Dále byla nastavena clona primárního svazku na velikost 45 cm x 20 cm. Nastavení clony, filtru a ohniskové vzdálenosti hlavice rentgenky je zobrazeno na *Obr. 23*. Ohnisková vzdálenost byla ze 107 cm, zobrazených na obrázku, snížena o 2 cm tím, že kazeta byla položena na vyšetřovací stole a ne vsunuta do něj, skutečná ohnisková vzdálenost tedy byla 105 cm. Kdyby byla kazeta vložena do vyšetřovacího stolu, záření by bylo dále filtrováno a výsledné hodnocení by bylo ovlivněno další vrstvou materiálu a jeho případnou degradací.



Obr. 23: Nastavení clony, filtru a ohniskové vzdálenosti rentgenky

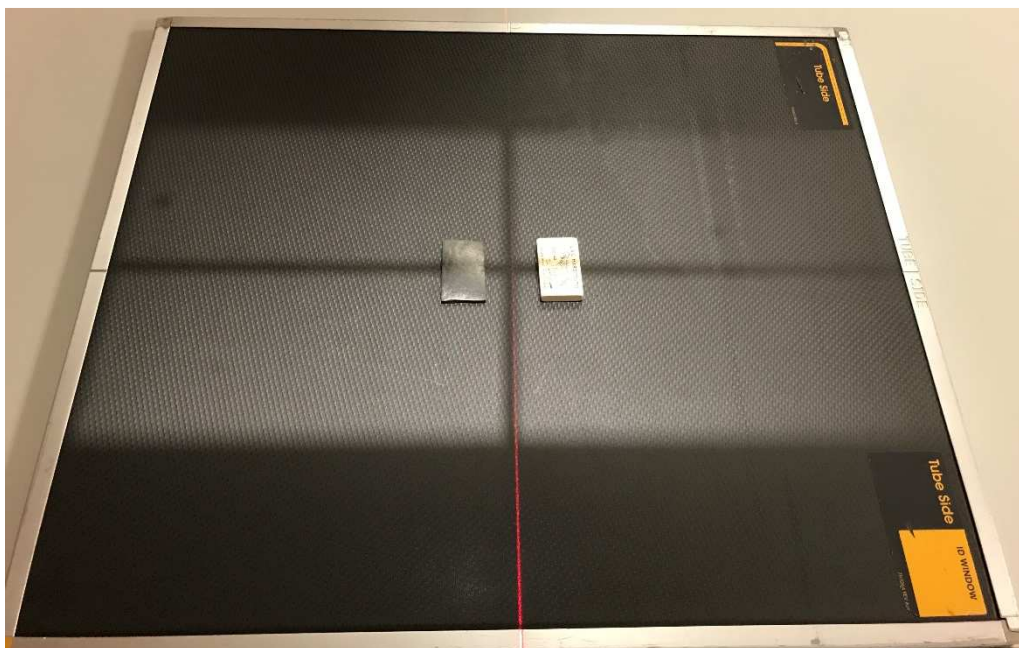


Obr. 24: Rentgenový přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 (pohled zepředu) s umístěnou kazetou

7.4.2 Průběh měření

Dále byla vybraná CR kazeta položena na vyšetřovací stůl, přičemž oranžové označení „Tube Side“ bylo umístěno na horní straně kazety vpravo (při pohledu zepředu, kde má přístroj displej), viz *Obr. 24*. Vždy bylo nutné dodržet stejné umístění a orientaci kazety, proto byly použity markery (označení), které umožňují přesné uložení kazety i v příštím měření (viz *Obr. 25*).

Na střed kazety byl umístěn olověný plátek a gumový plátek ve vzdálenosti 3 cm od sebe (vzdálenost byla měřena pomocí pravítka). Při umístění plátků byl střed jasně viditelný díky světelnému kříži a laserovému paprsku (viz *Obr. 25*).



Obr. 25: Umístění olověného a pryžového plátku na kazetu

Připravenou kazetu bylo potřeba exponovat. Po provedení expozice byly zaznamenány expoziční hodnoty a plošná kerma. Nastavené expoziční hodnoty mohou být rentgenovým přístrojem při expozici částečně upraveny. Expoziční proudový čas byl rentgenkou upraven na 1,03 mAs. Expoziční čas byl 3 ms a anodové napětí zůstalo na hodnotě 45 kV. Všechny výstupní expoziční hodnoty byly při všech provedených měřeních totožné. Jediná hodnota, která v jednotlivých měřeních kolísala, byla plošná kerma. Ve většině případů byla její hodnota rovna 1,2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, ale výjimečně nabývala také hodnot 1,1 a 1,3 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ (viz Tabulka 4 a Tabulka 5).

Tabulka 4: Hodnoty plošné kermy v 1. sérii měření pro jednotlivé kazety

Měření	Pl. kerma 1. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 2. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 3. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 4. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 5. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 6. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)
1	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
2	1,2	1,3	1,2	1,2	1,1	1,2
3	1,2	1,2	1,2	1,2	1,1	1,2
4	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
5	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
6	1,2	1,2	1,2	1,1	1,1	1,2
7	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
8	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
9	1,2	1,2	1,1	1,2	1,2	1,2
10	1,1	1,2	1,2	1,1	1,1	1,1

Tabulka 5: Hodnoty plošné kermy ve 2. sérii měření pro jednotlivé kazety

Měření	Pl. kerma 1. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 2. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 3. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 4. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 5. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Pl. kerma 6. kazety ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)
1	1,1	1,1	1,2	1,2	1,2	1,2
2	1,2	1,1	1,2	1,2	1,2	1,2
3	1,2	1,1	1,3	1,2	1,2	1,2
4	1,2	1,2	1,2	1,1	1,2	1,1
5	1,2	1,1	1,2	1,1	1,1	1,2
6	1,2	1,2	1,2	1,2	1,1	1,2
7	1,1	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
8	1,2	1,2	1,2	1,1	1,2	1,2
9	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2
10	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2

Dále byla kazeta identifikována pomocí čtečky čárových kódů. Identifikovanou kazetu bylo nutné vložit do digitizéru (Kodak DirectView Elite CR System), kde byl latentní obraz převeden na digitální a byl zobrazen na obrazovce. Kazeta byla tímto vymazána a připravena na další použití. Digitální obraz je možné na obrazovce počítače dále upravovat. Lze provést předzpracování obrazu, například měnit rozlišení, velikost a jas. Žádné z těchto úprav nebyly na obrazech provedeny, veškeré zpracování probíhalo až v programu Matlab R2014a. Snímky byly uloženy bez jakýchkoli úprav a odeslány do nemocničního systému, odkud mohou být získány pro další analýzu.

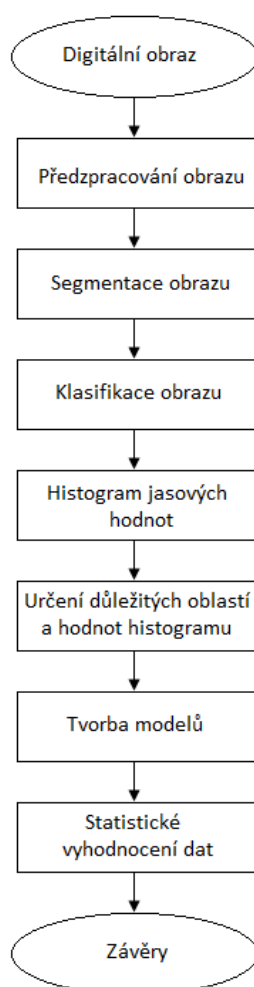
Také byl vytvořen referenční obraz (nulový), a to tak, že byla prázdná kazeta, bezprostředně po vymazání digitizérem, vložena ještě jednou do digitizéru. Takto byl získán referenční obraz pro každou z kazet v obou sériích. Takto vytvořený referenční obraz byl pro všechny kazety v obou sériích neměnný, proto byl při dalším hodnocení kazet použit jako referenční obraz pouze jeden z nich pro všechny snímky.

Veškeré výstupy, získané během experimentů, jsou vloženy do příloh. Výstupy 1. série, včetně referenčního obrazu jsou vloženy pod názvem DICOM a výstupy 2. série pod názvem DICOM2.

8 Design algoritmu pro klasifikaci obrazových dat paměťových fólií

Obrazová data bylo nutné zpracovat a vytvořit k nim histogramy, z nichž bylo poté možné získat průběh obálky histogramu a číselné hodnoty vhodné k dalšímu hodnocení. Pro tyto účely byl vytvořen kód v programu Matlab R2014a, který byl použit pro zpracování všech obrazových snímků experimentu. Obrazové výstupy, které jsou v této kapitole popsány, je možné vygenerovat pro všechna provedená měření pomocí kódu DICOM_zpracovani.m, který lze nalézt v přílohách.

Snímky byly získány ve formátu DICOM z nemocničního informačního systému. Zpracovány byly v nezměněném formátu, proto výsledná data obsahují až 4500 jasových úrovní. Z každého snímku bylo potřeba získat tutéž oblast zájmu, aby následné porovnávání mělo význam. Poté byla oblast zájmu segmentována tak, aby pro vyhodnocení zůstalo pouze pozadí kazety a oblast pryžového plátku. Následně byl z obrazu vytvořen histogram, který byl dále zpracováván. Z histogramu byly získány jasové hodnoty lokálních minim a maxim vrcholů, reprezentujících sledované oblasti. Tyto hodnoty byly dále využity pro tvorbu modelů a statistické hodnocení. Postup při zpracování a vyhodnocení všech naměřených snímků je stručně popsán diagramem na *Obr. 26* a podrobněji rozepsán v podkapitolách 8.1 Předzpracování snímku, 8.2 Segmentace obrazu a 8.3 Detekce lokálních minim a maxim.

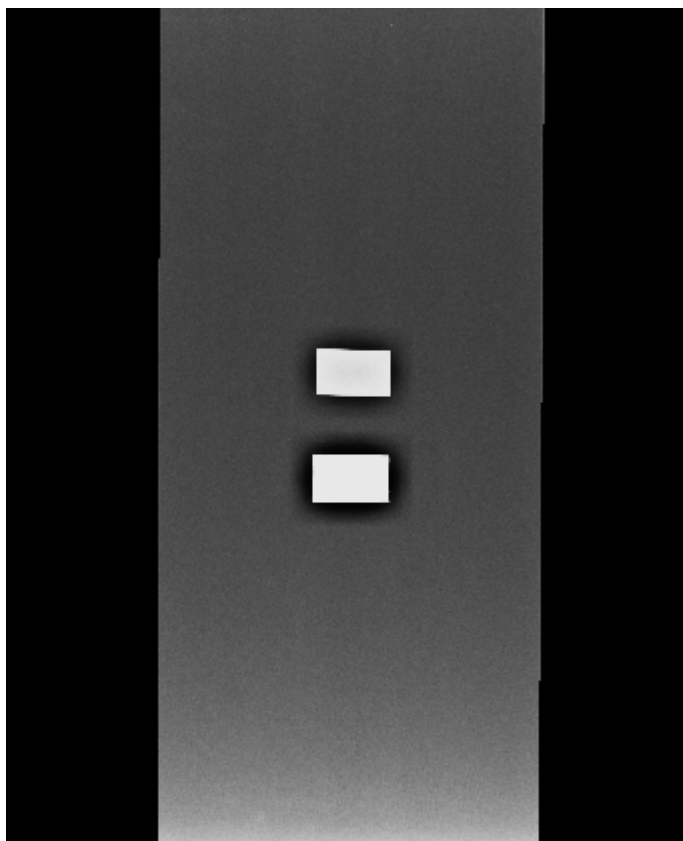


Obr. 26: Vývojový diagram postupu při zpracování snímků

8.1 Předzpracování snímku

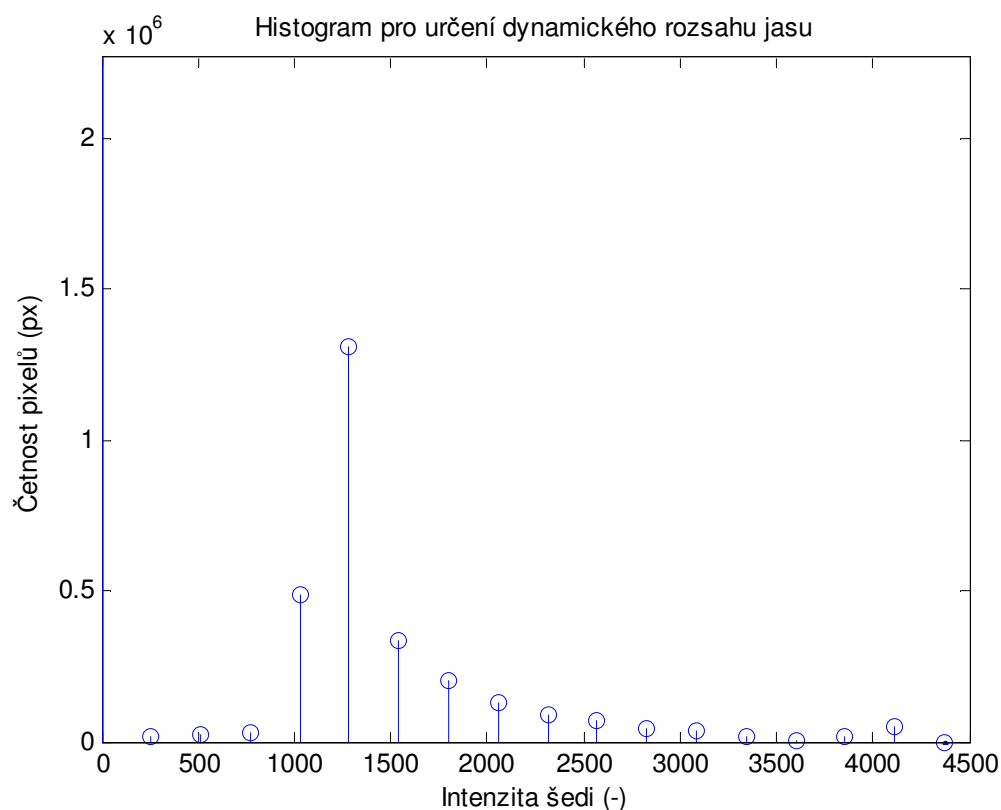
Nejprve bylo nutné zvolit příslušný snímek k hodnocení. Možnost výběru snímku je zapracována přímo v kódu, stačí pouze napsat příslušnou cestu k němu (například: 'DICOM/PA0/ST0/SE0/IM1'). Složka DICOM obsahuje výsledky pro 1. sérii měření a složka DICOM2 pro 2. sérii měření. Jednotlivé kazety jsou uloženy ve složkách PA0-PA5 a jednotlivá měření pod snímky IM0-IM9. Stejným způsobem je definována také cesta k referenčnímu obrazu, který byl použit v rámci předzpracování ('DICOM/IM-referenční'). Postupně byly tímto způsobem načteny všechny snímky a zaznamenány jejich výsledné hodnoty. Složky DICOM a DICOM2 musí být ve stejném adresáři jako použitý kód.

Výstupy, na kterých je popsána funkce použitého kódu, přísluší 1. kazetě, 1. měření v 1. sérii. Originální obraz, před jakýmkoli úpravami, je zobrazen na *Obr. 27*. Rozměry originálního obrazu byly 2500 x 2048 pixelů, což jsou rozměry příliš velké pro zobrazení na většině běžných obrazovek, také proto byl dále zmenšen.



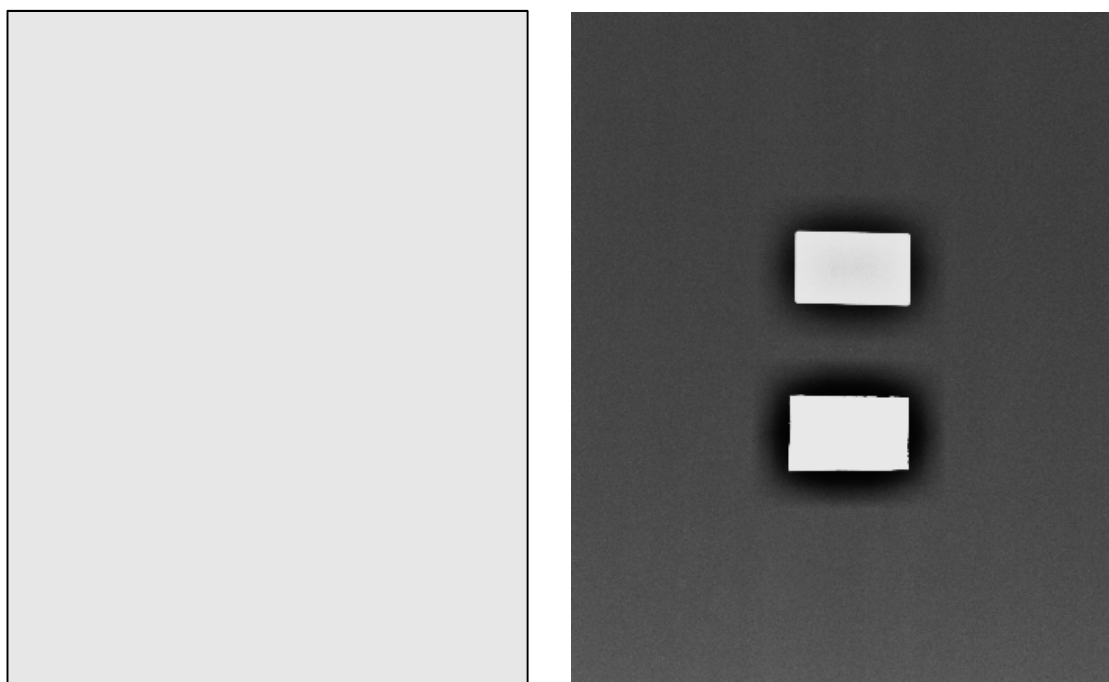
Obr. 27: Originální obraz načtený ve formátu DICOM

Následně byla za pomoci kontrolního histogramu zjištěna maximální úroveň jasu vyskytující se v obraze (viz *Obr. 28*). Podle této hodnoty byl upraven dynamický rozsah obrazu tak, aby nebyla ztracena obrazová data. Dynamický rozsah jasových hodnot byl zvolen od 0 do 4500 pro veškeré následující zpracování. Nad jasovou hodnotou 4500 byla již četnost pixelů vždy nulová.

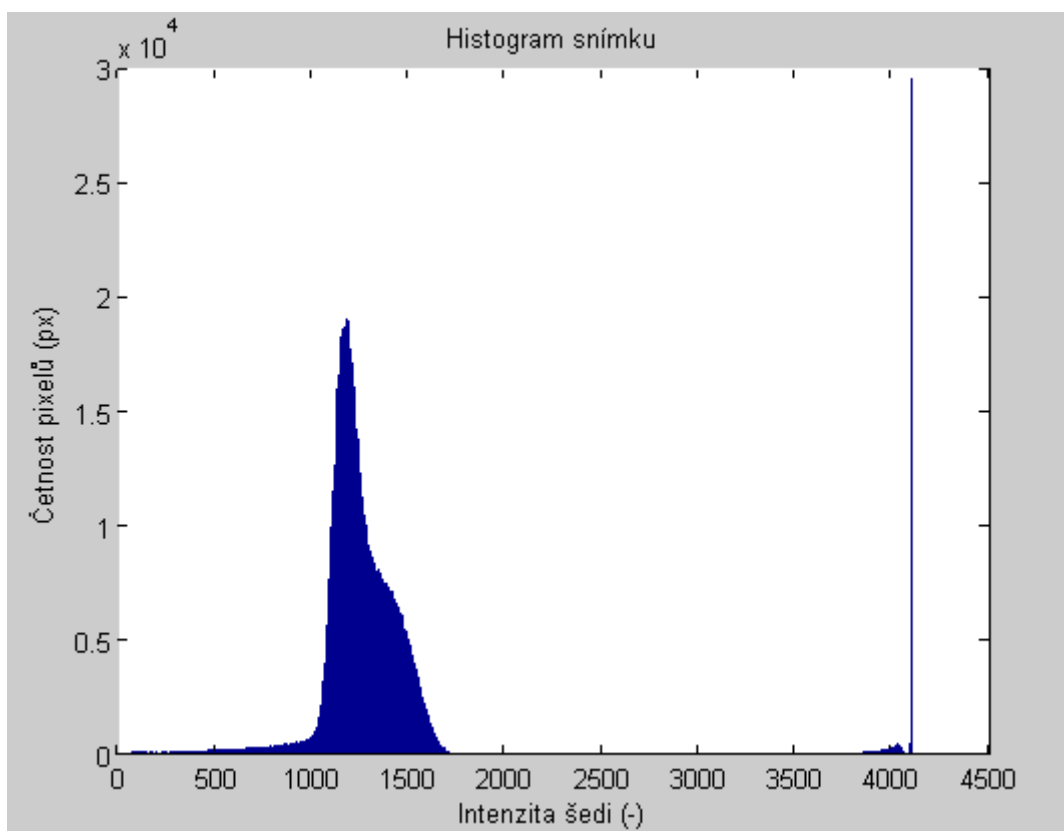


Obr. 28: Kontrolní histogram pro určení dynamického rozsahu jasu

Dalším krokem bylo vybrat ze snímku pouze oblast zájmu (Region of Interest - RoI). Tato oblast byla zvolena tak, aby obsahovala oba sledované plátky a dostatečně reprezentativní část jejich okolí. Rozměry oblasti zájmu jsou 1301 x 1051 pixelů. Stejná oblast byla vybrána také z referenčního snímku, který byl odečten od zpracovávaného obrazu. Referenční snímek představuje prázdnou kazetu, která byla vyvolána bezprostředně po svém smazání. Upravený snímek po odečtení referenčního obrazu je zobrazen na *Obr. 29*. Tento snímek je přichystán k následné segmentaci. Histogram takto připraveného snímku je zobrazen na *Obr. 30*. Z histogramu lze rozpoznat pryžový plátek (vysoké jasové hodnoty), olověný plátek (nejvyšší jasové hodnoty), pozadí kazety (nízké jasové hodnoty) a také sekundární záření (nejnižší jasové hodnoty).



Obr. 29: Vlevo referenční obraz, vpravo snímek připravený k segmentaci



Obr. 30: Histogram upraveného snímku

8.2 Segmentace obrazu

Pro správné hodnocení měření bylo nutné upravený snímek dále segmentovat, a to tak, aby nenulových hodnot v histogramu nabývaly pouze oblasti, které měly být dále hodnoceny. V obraze bylo nutné odlišit od sebe oba plátky, pozadí kazety a také sekundární záření. Sekundární záření vzniklo v obraze při průchodu záření oběma plátky, nejvíce se vyskytovalo u jejich hran a nebylo možné eliminovat jeho vznik. Sekundární záření není předmětem zájmu v této práci, ale je považováno za artefakt, proto bylo z dalších analýz vyloučeno spolu s oblastí olověného plátku. Pro segmentaci byla použita multiregionální Otsu metoda, jejímž úkolem bylo tyto dvě oblasti detekovat. Tato metoda se již osvědčila při segmentaci podobných rentgenových snímků (například v práci [26]) a je pro účely segmentace v této práci také vyhovující.

8.2.1 Použití Otsu metody

Otsu metoda je metoda prahování, založená na minimalizaci vnitřního rozptylu jednotlivých tříd, respektive maximalizaci mezi-rozptylu. Vnitřní rozptyl představuje rozptyl uvnitř každé ze segmentačních tříd. Mezi-rozptyl představuje rozptyl mezi jednotlivými segmentačními třídami. Cílem této metody je najít ideální práh, který rozdělí data na dvě oblasti, popředí a pozadí (v případě volby většího množství prahů dojde k rozdělení na více oblastí). Výpočetně jednodušší je hledat ideální práh pomocí maximálního mezi-rozptylu, který byl použit i v této práci. [26] [33] [37] [64] [65] [66]

Základní myšlenkou je hledání prahu postupnými iteracemi (algoritmus postupně prochází všechny jasové hodnoty 0 – 4500), dokud není dosaženo maximálního možného váženého součtu rozptylů mezi třídami. Mezi-rozptyl je počítán z rovnice (17), v kódu je vypočítán pomocí zavolání funkce, která je přiložena k práci v souboru rozptyl_mv.m (mezivýpočet rozptylu). Jasová hodnota, která má nejvyšší výsledný mezi-rozptyl, je označena za ideální práh. Pro výpočet mezi-rozptylu je nejprve nutno vypočítat průměrné hodnoty intenzity a váhy pozadí a popředí obrazu pomocí rovnic (13), (14), (15) a (16). V těchto rovnicích značí L počet úrovní šedi (v tomto případě 4500), k úroveň šedi zvoleného prahu a n_i počet pixelů s úrovní šedi i . N značí celkový počet pixelů a N_k počet pixelů před zvoleným prahem. [26] [33] [37] [64] [65] [66]

Váha popředí

$$\omega_F = \sum_{i=1}^L \frac{n_i}{N} \quad (13)$$

Váha pozadí

$$\omega_B = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{N} \quad (14)$$

Průměrná hodnota intenzity popředí

$$\mu_F = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i \cdot i}{N - N_k} \quad (15)$$

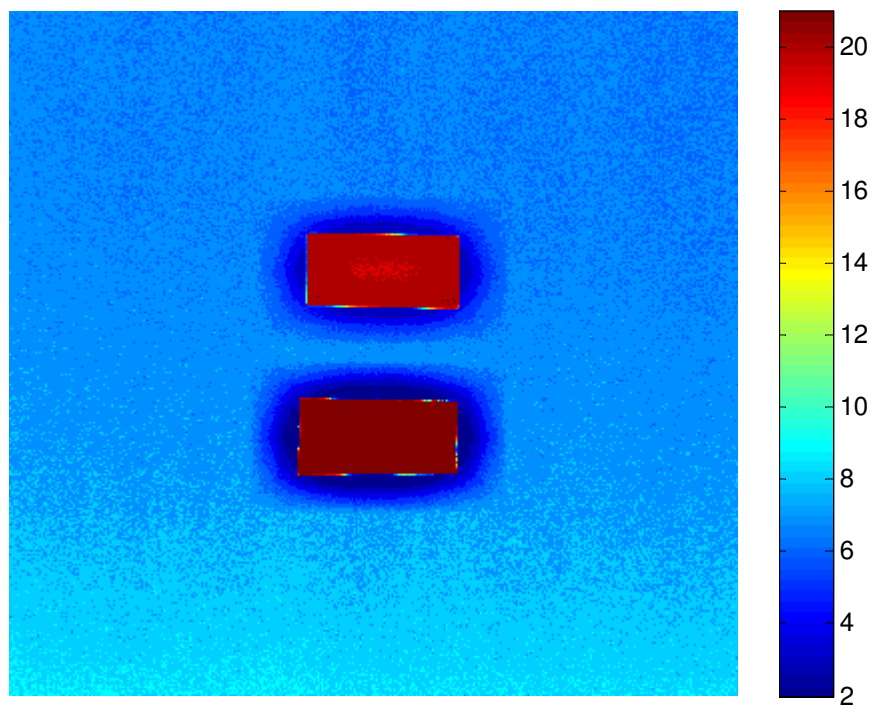
Průměrná hodnota intenzity pozadí

$$\mu_B = \sum_{i=1}^k \frac{n_i \cdot i}{N_k} \quad (16)$$

Výpočet mezi-rozptylu

$$\sigma_{mezi}^2 = \omega_B \cdot \omega_F \cdot [\mu_B - \mu_F]^2 \quad (17)$$

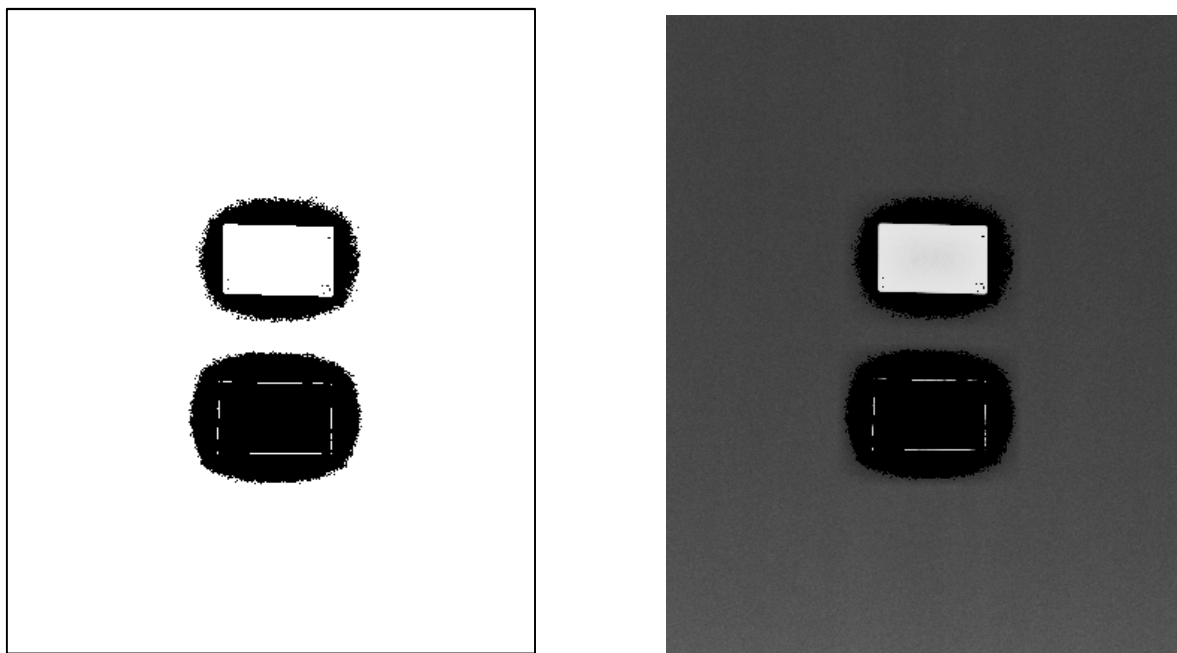
Podle maximální hodnoty mezi-rozptylu byla určena optimální prahovací úroveň, která rozděluje obraz na pozadí a popředí. V případě této diplomové práce bylo zvoleno 20 segmentačních úrovní, tedy 20 oblastí, na které byl obraz rozdělen (viz *Obr. 31*). Z obrázku je patrné, že olovený plátek se vyskytuje v nejvyšších segmentačních třídách (tmavě červená barva) a nežádoucí sekundární záření v nejnižších segmentačních třídách (tmavě modrá barva).



Obr. 31: Aplikace Otsu metody na upravený snímek (20 segmentačních tříd)

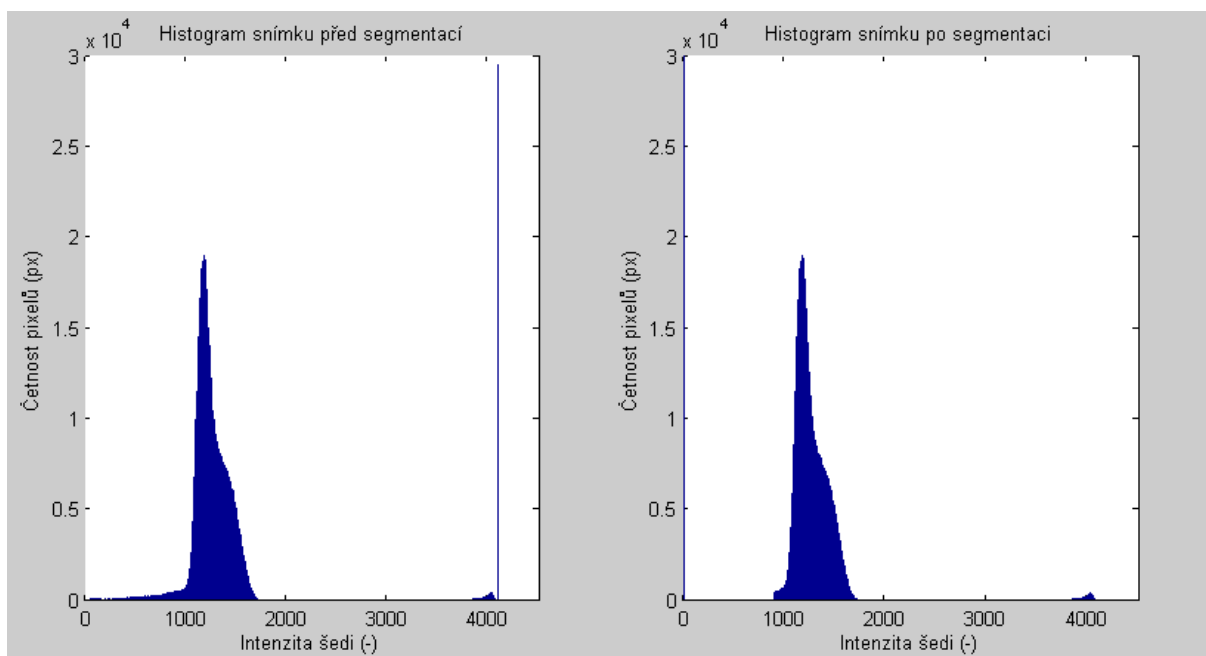
Cílem pak bylo přiřadit oblastem odpovídajícím olovenému plátku a sekundárnímu záření jasovou hodnotu 0 (černou barvu) a zbytku obrazu přiřadit hodnotu 1 (bílou barvu). Každému pixelu byl přiřazen index od 2 do 21. Oblasti s indexem nižším než 6 odpovídaly sekundárnímu záření a oblasti s indexem vyšším než 20 odpovídaly olovenému plátku. Těmto hodnotám tedy byla přiřazena jasová hodnota 0 a všem ostatním hodnota 1.

Tímto postupem vznikl binární obraz (viz *Obr. 32*), kde všechny černé oblasti odpovídají dále nesledovanému obvodu. Nedokonalosti, které jsou z obrázku patrné, byly způsobeny sekundárním zářením, které po segmentaci zanechalo obrys kolem oloveného plátku. Tento obrys nebyl z obrazu odstraňován, protože by to muselo být provedeno manuálně. Při automatickém odstranění této hrany by došlo ke zvýšení šumu v pryžovém plátku. Proto byly tyto nepatrné nedostatky v obraze ponechány.



Obr. 32: Vlevo – binární zobrazení segmentovaného obrazu – bíle je zobrazena oblast zájmu, vpravo – výsledný obraz po segmentaci

Binární obraz byl poté vynásoben původním obrazem před segmentací, čímž zůstala v oblastech zájmu zachována původní hodnota, ale oblast olověného plátku a sekundárního záření byla změněna na černou. Tímto způsobem vznikl výsledný obraz (viz Obr. 32), který je možné dále hodnotit.



Obr. 33: Porovnání histogramů před segmentací (vlevo) a po segmentaci (vpravo)

Na Obr. 33 je zobrazeno porovnání histogramů před a po segmentaci. Z histogramů je zřejmé, že byly zachovány oblasti odpovídající pozadí kazety a pryžovému plátku, vše ostatní bylo potlačeno do jasových hodnot 0. Stejný postup segmentace byl proveden pro všechny kazety, všechna měření a série.

8.3 Detekce lokálních minim a maxim

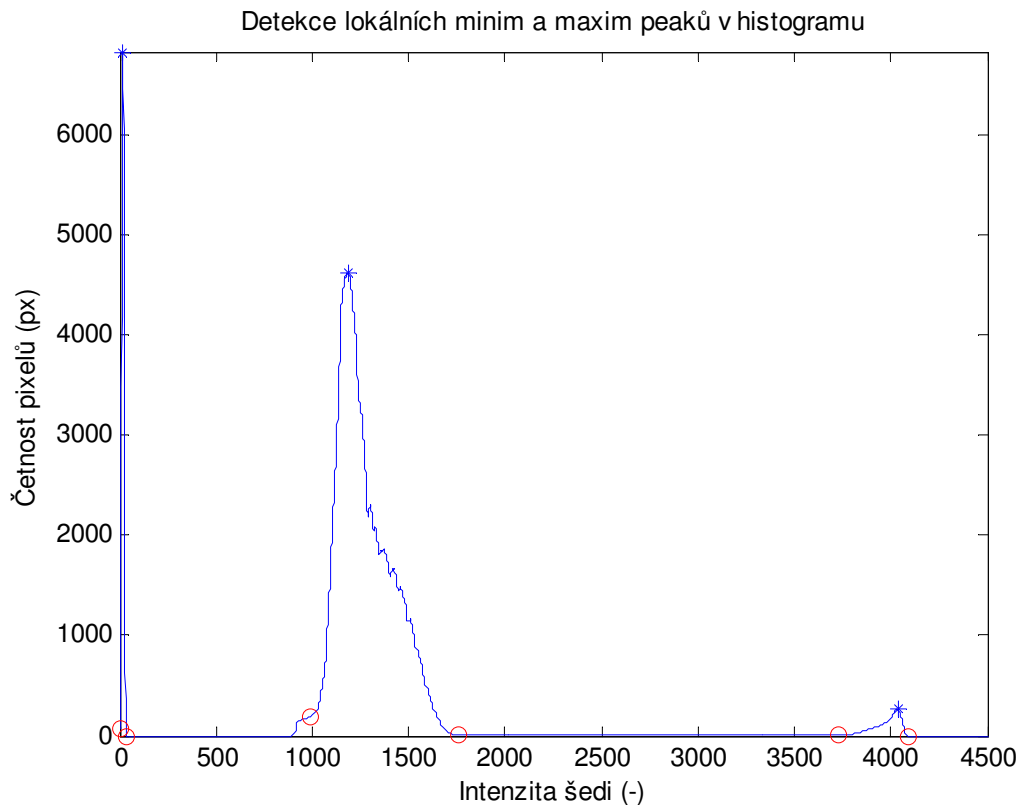
Pro hodnocení histogramu, který vznikl po segmentaci obrazu, bylo nutné detekovat jeho důležité body. To bylo provedeno v kódu pomocí zavolání funkce, která je přiložena k práci v souboru `local_min.m`. Nejprve byla získána obálka histogramu pomocí proložení křivkou. Křivku bylo dále nutno vyhladit, proto byla filtrována pomocí klouzavého průměrového filtru s velikostí okna 12. Tento filtr byl na křivku použit celkem třikrát, aby bylo dosaženo jejího hladkého průběhu. Bylo vhodnější použít filtr pro drobné vyhlazení (v malém okně), než použít větší okno, které by způsobilo větší zkreslení výsledné křivky. Pro každé měření byl vypočítán parametr SNR (poměr signálu k šumu), který popisuje rozdíl křivek před a po filtraci. Hodnoty SNR byly zaznamenány a jsou přiloženy k práci v souboru `DP_data.xlsx`, průměrná hodnota SNR všech měření byla 8,2463 dB.

Dalším krokem byla detekce jednotlivých peaků a jejich maximálních a minimálních hodnot. První nalezený peak nebyl hodnocen, protože představuje olověný plátek a sekundární záření v obraze. Druhý peak představuje pozadí kazety a třetí peak pryžový plátek. Pro druhý a třetí peak bylo nutné nalézt hodnoty lokálních minim a maxim, tedy hodnoty počátku, vrcholu a konce křivky. Tyto hodnoty lze detekovat díky tomu, že peaky jsou zřetelně odděleny údolími. V kódu je definována minimální vzdálenost mezi oběma vrcholy hodnotou 500. Pro zjištění hodnoty počátku, vrcholu a konce druhého a třetího peaku byl použit detektor peaků a údolí. [67] [26]

Výstup po použití detektoru peaků na filtrovanou obálku histogramu je zobrazen na *Obr. 34*. Lokální maxima jsou v obraze značena modrými hvězdičkami a lokální minima červenými kolečky. Lokální minimum s intenzitou šedi přibližně 1000 je úmyslně vyhledáváno až po ostrém zlomu křivky. Tento zlom je způsoben segmentací sekundárního záření, pro hodnocení je důležitější plynulý přechod křivky, který následuje za tímto zlomem.

Výstup zobrazený na *Obr. 34* byl získán pro všechny kazety a všechna měření. Výsledky všech měření jednotlivých kazet je možné vygenerovat pomocí kódu `DICOM_zpracovani.m`, který je v přílohách. Výsledky byly statisticky hodnoceny a také byly na jejich základě vytvořeny aproximační a predikční modely. Všechny získané hodnoty byly zaznamenány do souboru `DP_data.xlsx` (je v přílohách). První sledovaný peak, odpovídající peaku pozadí kazety, byl pojmenován Pk. Druhý sledovaný peak, odpovídající peaku pryžového plátku, byl pojmenován Pp. Pro peak Pk a Pp byly zaznamenány hodnoty plochy pod křivkou, počátku peaku, vrcholu peaku, konce peaku, a také SNR (poměr šumu k signálu). Z těchto hodnot byly dále hodnoceny pouze parametry počátku, vrcholu a konce peaku Pk a počátek a vrchol peaku Pp. Konec peaku Pp hodnocen nebyl, protože byl neměnný.

Tvary křivek jsou pravděpodobně ovlivněny rozptýleným sekundárním zářením, které vzniklo při průchodu záření olověným a pryžovým plátkem. Vyšší jasové hodnoty u peaku Pk byly zřetelné již na *Obr. 31* ve spodní části tohoto obrazu (tento efekt se vyskytoval v každém obraze a je pravděpodobně způsoben přímo zářením, vycházejícím z rentgenky, která nevytvoří dokonale homogenní záření). Těchto vyšších jasových hodnot v pozadí je méně než nižších (tmavších), proto je také peak Pk vyšší v nižších hodnotách intenzity šedi. Peak Pp pak dosahuje vyšší četnosti pixelů ve vyšších hodnotách intenzity šedi, což je způsobeno tím, že střed pryžového plátku je tmavší než jeho zbývající část (což je způsobeno sekundárním zářením).



Obr. 34: Detekce peaků v histogramu a jejich lokálních minim a maxim (lokální minima jsou označena červeným kolečkem a lokální maxima modrou hvězdičkou)

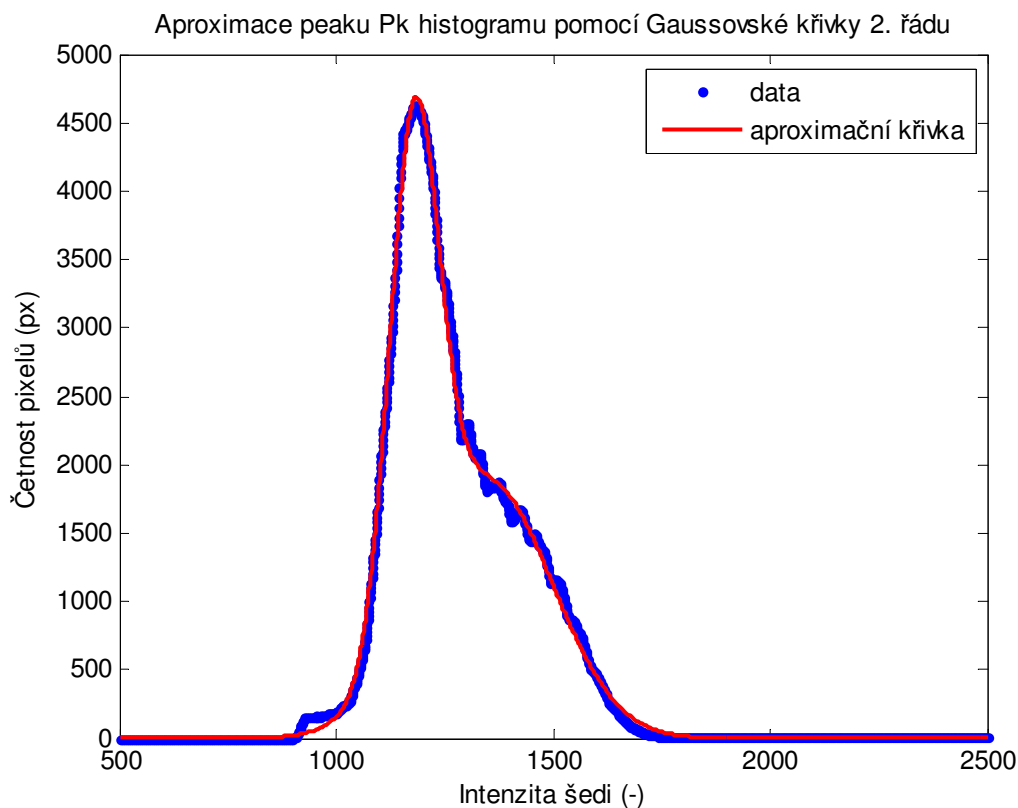
Výstup každého měření byl vizuálně zkontrolován a hodnoty byly do Excelu zapsány manuálně. Algoritmus pro filtraci křivky a detekci důležitých parametrů obrazu zůstal po celou dobu hodnocení nezměněn. Ve výjimečném případě výskytu nepřesné detekce byla správná hodnota dohledána beze změny filtrace křivky a jejího zpracování. Tyto výjimečné případy by bylo možné eliminovat použitím vícenásobné filtrace, která by křivku vyhladila dokonale, čímž by ale potlačila důležité hodnocené detaily a následné hodnocení by nemělo dostatečnou vypovídající hodnotu. Z tohoto důvodu byla zvolena možnost občasné manuální detekce s co nejpresnějším zachováním skutečného průběhu křivky. Filtraci křivky, a tím i zkreslení výsledných hodnot, bylo možné díky této manuální kontrole minimalizovat, a zároveň ji zachovat na úrovni, potřebné pro další hodnocení křivky.

9 Design statistického aproximačního modelu distribuce šumové složky

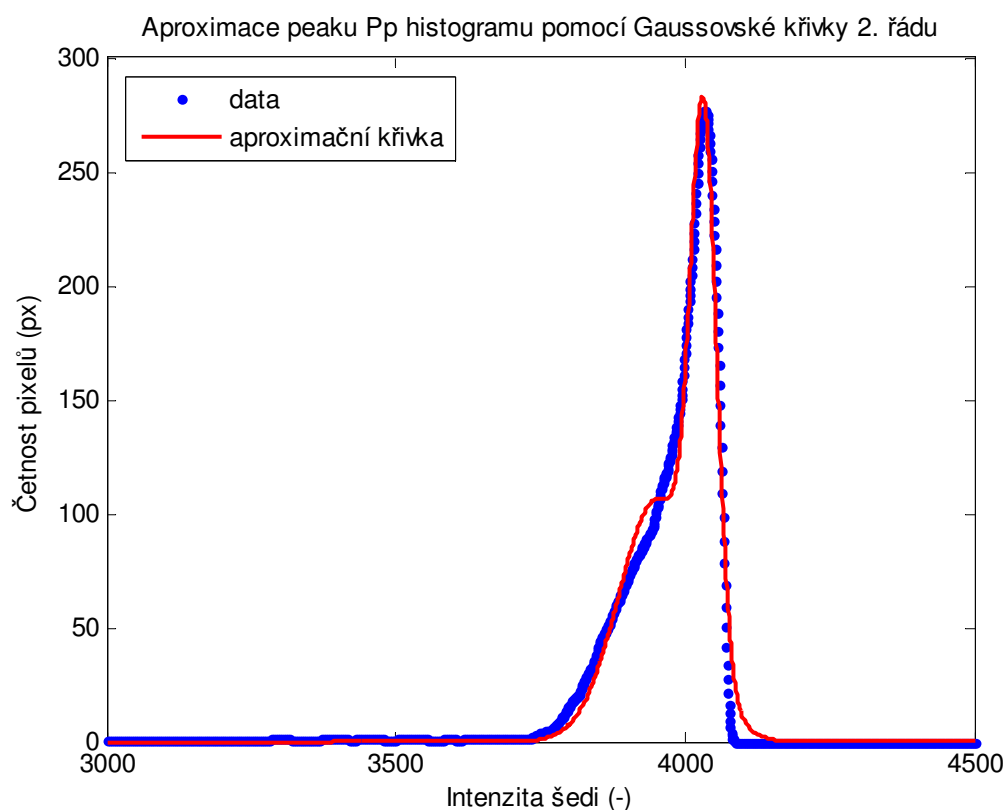
Úkolem této kapitoly bylo vytvořit aproximační modely peaků Pk a Pp, které byly zobrazeny na Obr. 34 v kapitole 8.3 Detekce lokálních minim a maxim. Aproximační modely byly vytvořeny pomocí programu Matlab R2014a. Nejprve byly aproximovány vrcholy Pk a Pp pomocí Gaussovské funkce 2. řádu. Byly zjištěny koeficienty těchto aproximačních funkcí pro každý sledovaný snímek a ty byly zapsány do souboru DP_aproximace.xlsx. Za pomoci těchto koeficientů byly zpětně vytvořeny aproximační křivky obou peaků v obou sériích pro všechny kazety. Na závěr pak byly hodnoceny rozdíly mezi křivkami obou sérií.

9.1 Popis kódu pro aproximaci

Základní krok pro každou z kazet byl proveden pomocí kódu DICOM_zpracovani.m (viz přílohy). V závěru tohoto kódu je volána funkce, která je přiložena k práci v souboru local_min.m. Pro aproximaci vrcholů každého snímku byla využita pouze koncová část celé této funkce, a to řádky 166-184. Aproximace byly provedeny pomocí funkce „fit“, Gaussovým modelem 2. řádu (viz 6.1 Pravděpodobnostní modely), zvlášť pro peak Pk a peak Pp. Výstupy této základní aproximace jsou zobrazeny pro peak Pk na Obr. 35 a pro peak Pp na Obr. 36. Původní data jsou zobrazena modře a červeně je zobrazena aproximační křivka. Tyto výstupy jsou vzorové a zobrazují výsledky pro 1. snímek 1. kazety v 1. sérii. Obdobné výstupy jsou vygenerovány automaticky pro každý snímek, který je zpracováván spuštěním kódu DICOM_zpracovani.m.



Obr. 35: Aproximace peaku Pk (peaku představujícího pozadí kazety)



Obr. 36: Aproximace peaku Pp (peaku představujícího pryžový plátek)

Z Obr. 35 a Obr. 36 je zřejmé, že aproximace by mohla být přesnější, ale tím také o poznání složitější. Mohla by být zvolena aproximace pomocí Gaussovské křivky 3. nebo i 4. řádu, ale 2. řád byl zvolen jako dostatečný, a to zejména pro peak Pk (pozadí kazety), jehož výsledky popisuje mnohem větší množství pixelů a má vyšší důležitost a přesnost.

Pro každý sledovaný snímek bylo následně získáno šest koeficientů použitého Gaussova modelu ($a1$, $b1$, $c1$, $a2$, $b2$, $c2$ z rovnice (18), kde x značí intenzitu šedi (-)) a ty byly zapsány do souboru DP_aproximace.xlsx (viz přílohy). Z tohoto souboru bylo možné výsledky opět získat a dále hodnotit.

Rovnice Gaussova modelu

$$y = a1 \cdot e^{-\left(\frac{x-b1}{c1}\right)^2} + a2 \cdot e^{-\left(\frac{x-b2}{c2}\right)^2} \quad (18)$$

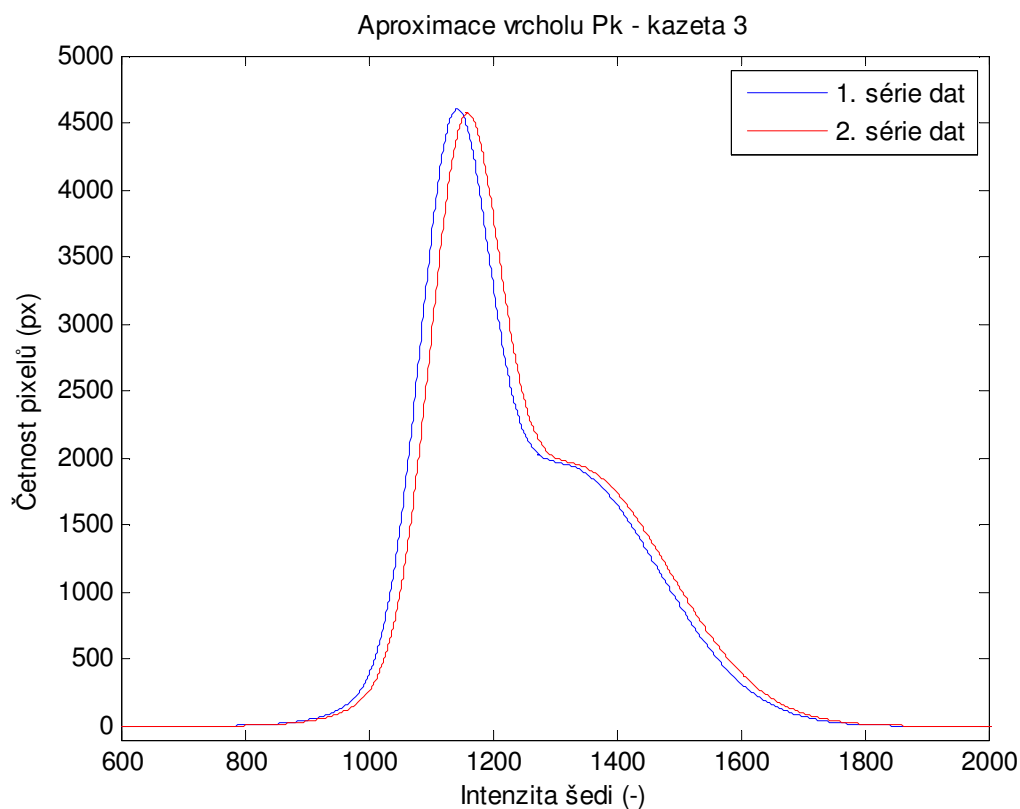
Aproximace byla provedena pouze pro jednu vzdálenost z důvodů popsaných v kapitole 7.1 Návrh experimentu.

9.2 Tvorba aproximačních modelů

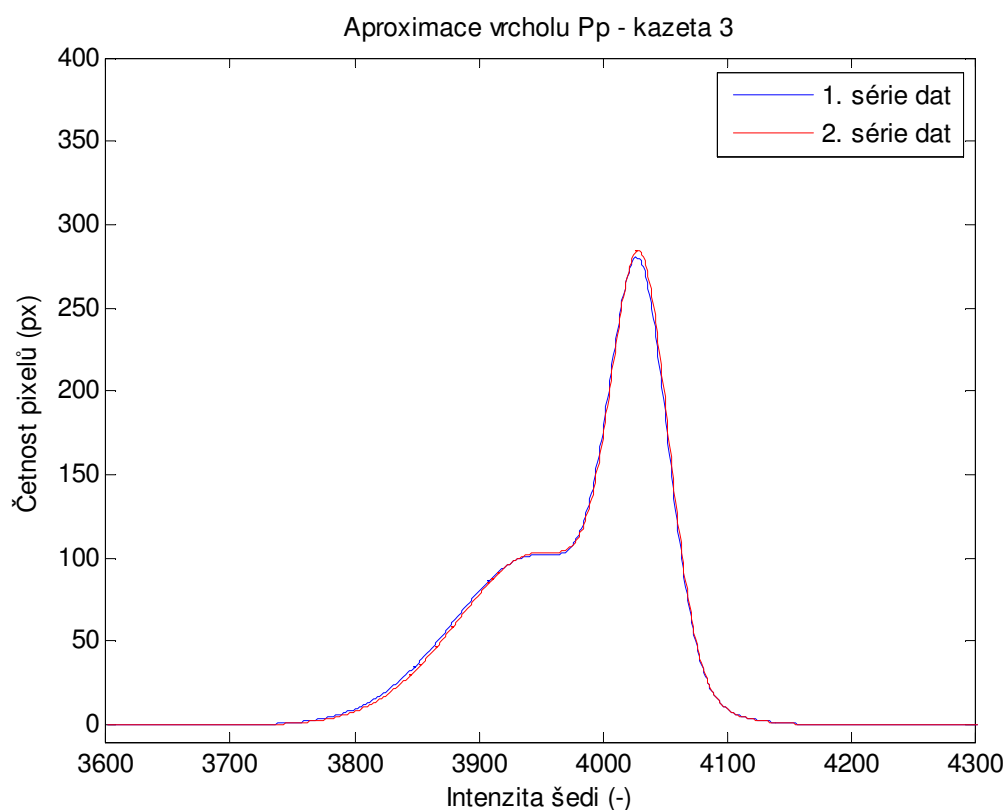
Dalším krokem bylo zpětné vytvoření aproximačních modelů jednotlivých kazet a sérií. Nejprve bylo nutné získat průměrné hodnoty všech koeficientů Gaussovských křivek ze souboru DP_aproximace.xlsx pro jednotlivé kazety a série. Pro každou sérii a kazetu tedy byly zprůměrovány koeficienty 10 měření. Tyto průměrné koeficienty byly poté použity pro zpětnou tvorbu aproximačních křivek. Pro tyto účely byl vytvořen v Matlabu kód Aproximace.m (viz přílohy), který dosazuje průměrné hodnoty koeficientů do rovnice (18), a ta je poté vykreslena v závislosti na intenzitě šedi (x s krokem 1). Výstupy pak zobrazují výsledky peaku Pk v 1. a 2. sérii a stejným způsobem také peak Pp.

Na *Obr. 37* je uvedena ukázka výstupu, který porovnává aproximaci 1. a 2. série vrcholu Pk kazety 3. Již vizuálním porovnáním těchto křivek je zřejmý rozdíl mezi těmito sériemi, intenzita šedi celého peaku Pk je ve 2. sérii posunuta do vyšších hodnot (doprava). Na *Obr. 38* je uvedena ukázka výstupu, který porovnává aproximaci 1. a 2. série vrcholu Pp kazety 3. V případě tohoto obrázku je rozdíl mezi oběma sériemi méně znatelný, ale intenzita šedi celého peaku Pp je ve 2. sérii také lehce posunuta do vyšších hodnot.

Obdobné grafické výstupy lze vygenerovat při spuštění kódu *Aproximace.m* pro všechny ostatní kazety. V případě všech kazet byla křivka Pk 2. série dat posunuta více doprava (k vyšším jasovým hodnotám), což nasvědčuje tomu, že se kazety v průběhu sledovaného času (5 měsíců) staly méně citlivými na rentgenové záření. Rozdíly mezi křivkami 1. a 2. série všech kazet a peaků jsou dále hodnoceny pomocí výpočtu hodnoticích parametrů v kapitole 9.3 Parametrické hodnocení výsledků aproximace.



Obr. 37: Aproximace vrcholu Pk – 3. kazety (porovnání křivek 1. a 2. série)



Obr. 38: Aproximace vrcholu Pp – 3. kazety (porovnání křivek 1. a 2. série)

Dále byly pomocí kódu vytvořeny grafické výstupy, které porovnávají rozdíly mezi jednotlivými kazetami v 1. a ve 2. sérii měření, zvláště pro oba peaky. V těchto výstupech jsou různými barvami zobrazeny všechny kazety. Jejich průměrná křivka je poté zobrazena černě a širší čarou, než zbývající křivky.

Obr. 39 zobrazuje aproximaci křivek všech kazet v první sérii měření pro vrchol Pk. Jejich průměrná křivka představuje aproximační model vrcholu Pk pro první sérii měření.

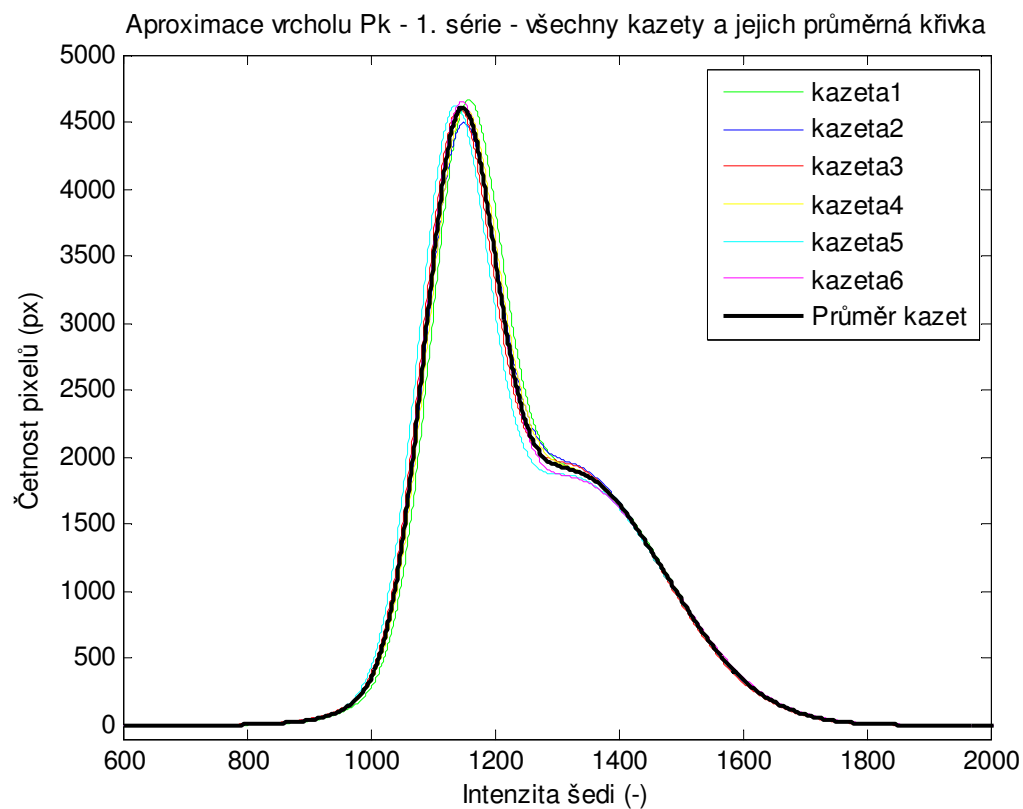
Obr. 40 zobrazuje aproximaci křivek všech kazet ve druhé sérii měření pro vrchol Pk. Jejich průměrná křivka představuje aproximační model vrcholu Pk pro druhou sérii měření.

Obr. 41 zobrazuje aproximaci křivek všech kazet v první sérii měření pro vrchol Pp. Jejich průměrná křivka představuje aproximační model vrcholu Pp pro první sérii měření.

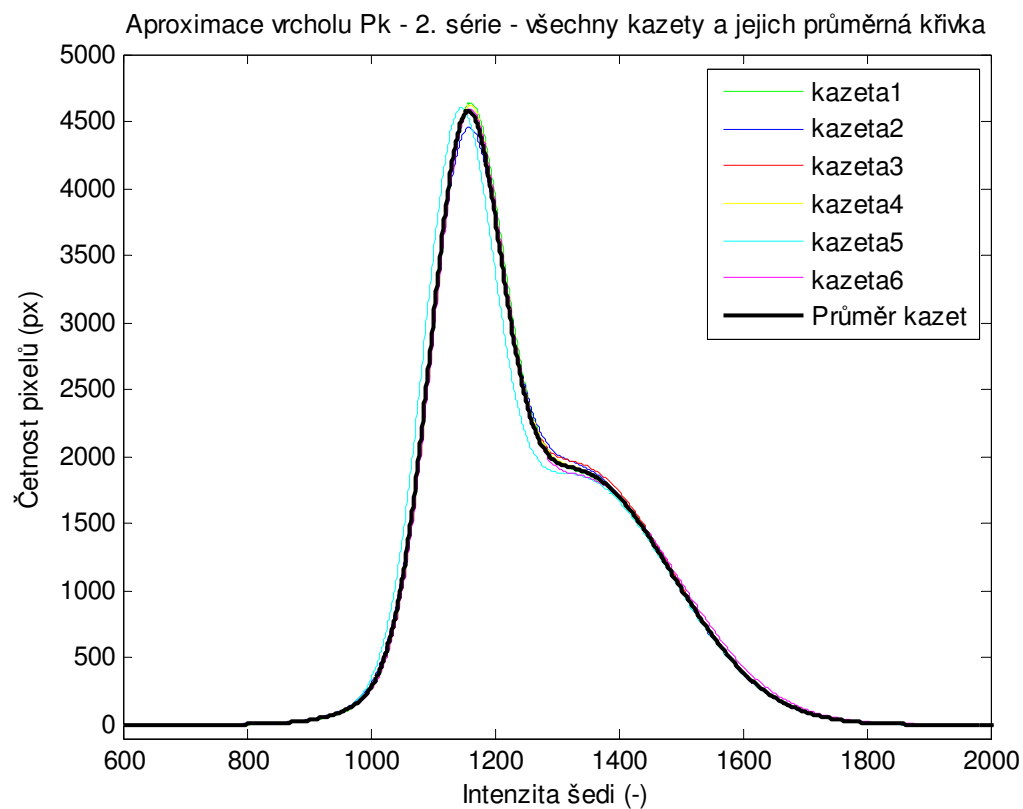
Obr. 42 zobrazuje aproximaci křivek všech kazet ve druhé sérii měření pro vrchol Pp. Jejich průměrná křivka představuje aproximační model vrcholu Pp pro druhou sérii měření.

Z obrázků jsou již vizuálním hodnocením patrné rozdíly mezi jednotlivými kazetami. Největší rozdíly mezi kazetami se projevily u peaku Pk. V případě 1. série peaku Pk se od průměrné křivky nejvíce liší křivka kazety 1 a 5. V případě 2. série peaku Pk se od průměrné křivky nejvíce liší křivka kazety 5. V případě obou sérií peaku Pp nejsou vizuálním hodnocením rozdíly tak zřejmé, jako v případě peaku Pk, ale od průměrných křivek se v případě obou peaků nejvíce liší křivky kazety 5.

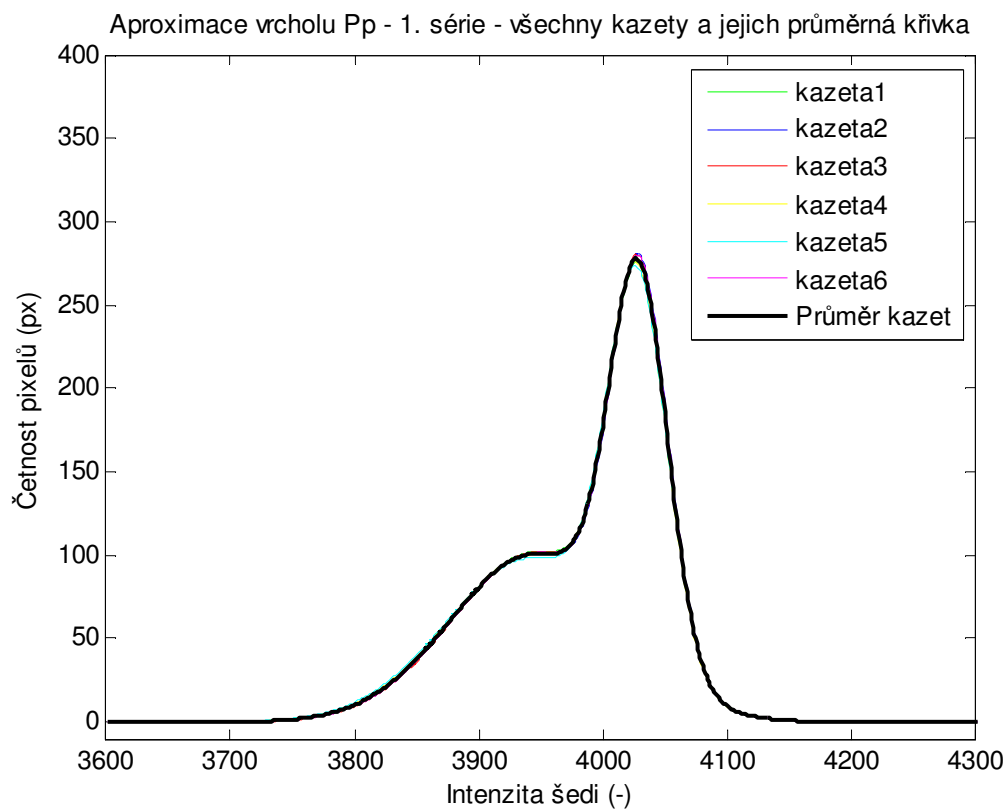
Tyto rozdíly byly dále statisticky hodnoceny v kapitole 10.3 Srovnání parametrů kazet v jednotlivých sériích měření. Toto statistické hodnocení má větší váhu než pouze hodnocení vizuální.



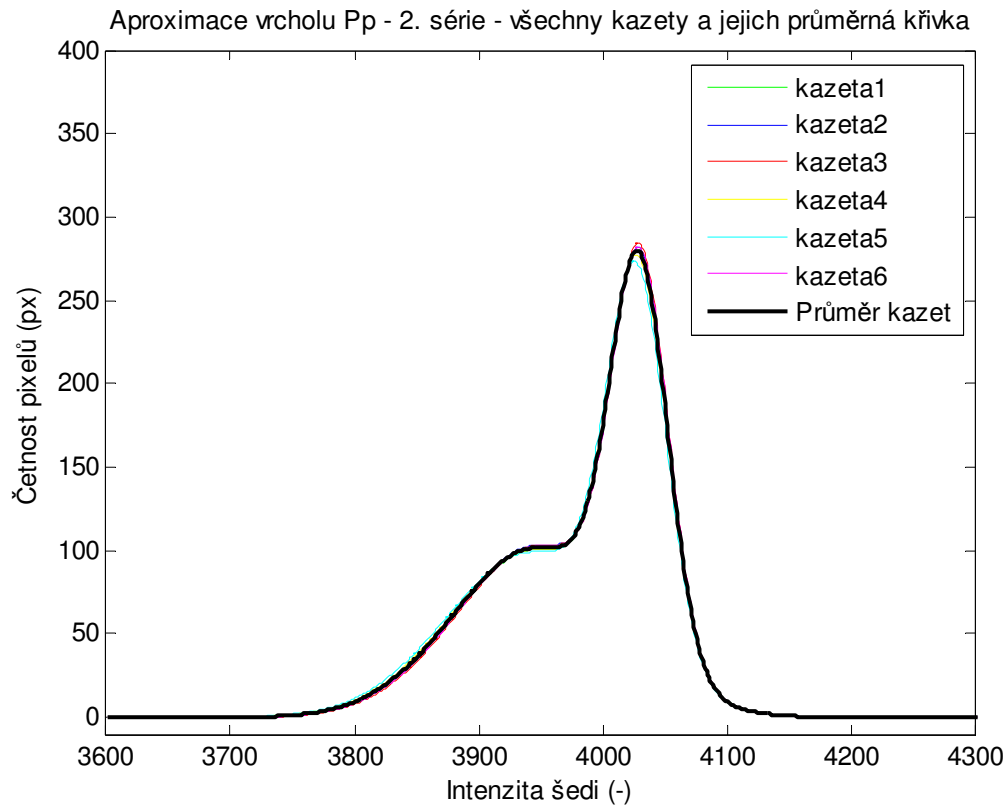
Obr. 39: Aproximace vrcholu Pk (porovnání křivek všech kazet v 1. sérii a jejich průměr)



Obr. 40: Aproximace vrcholu Pk (porovnání křivek všech kazet ve 2. sérii a jejich průměr)



Obr. 41: Aproximace vrcholu Pp (porovnání křivek všech kazet v 1. sérii a jejich průměr)



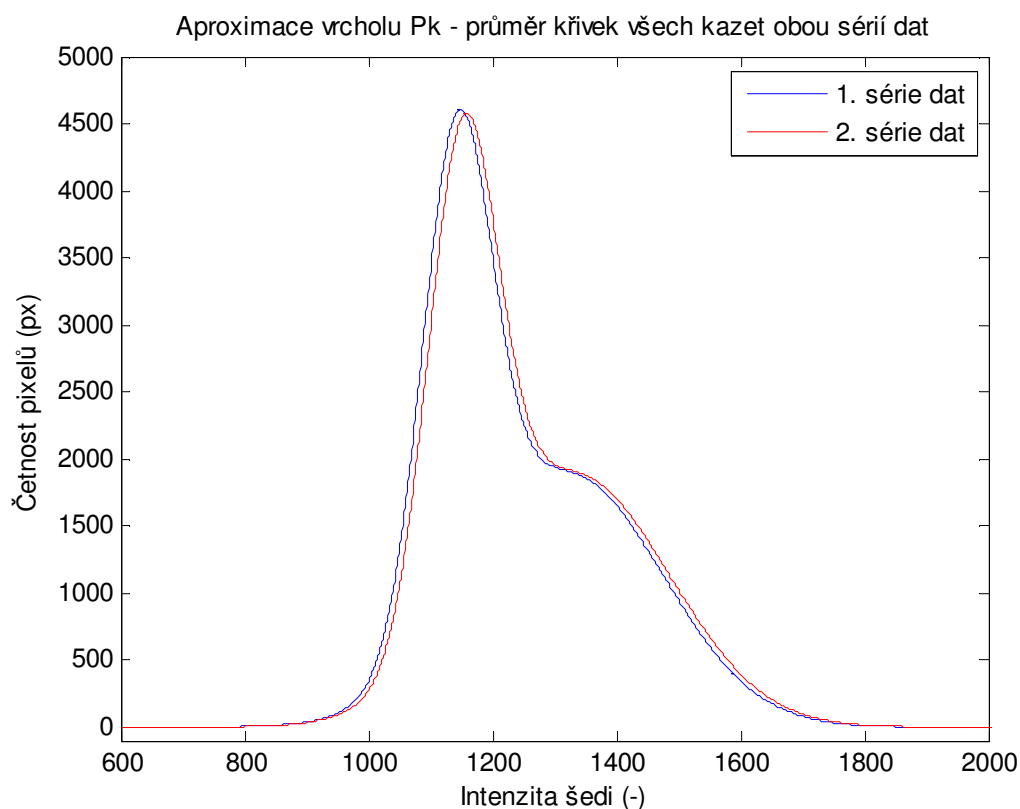
Obr. 42: Aproximace vrcholu Pp (porovnání křivek všech kazet ve 2. sérii a jejich průměr)

Dále byly vytvořeny grafické výstupy, které porovnávají rozdíly mezi aproximačními modely první a druhé série měření, zvláště pro oba peaky. Na *Obr. 43* jsou zobrazeny aproximační modely peaku Pk pro obě série. *Obr. 44* pak zobrazuje aproximační modely peaku Pp pro obě série. Tyto modely představují aproximaci distribuce šumové složky.

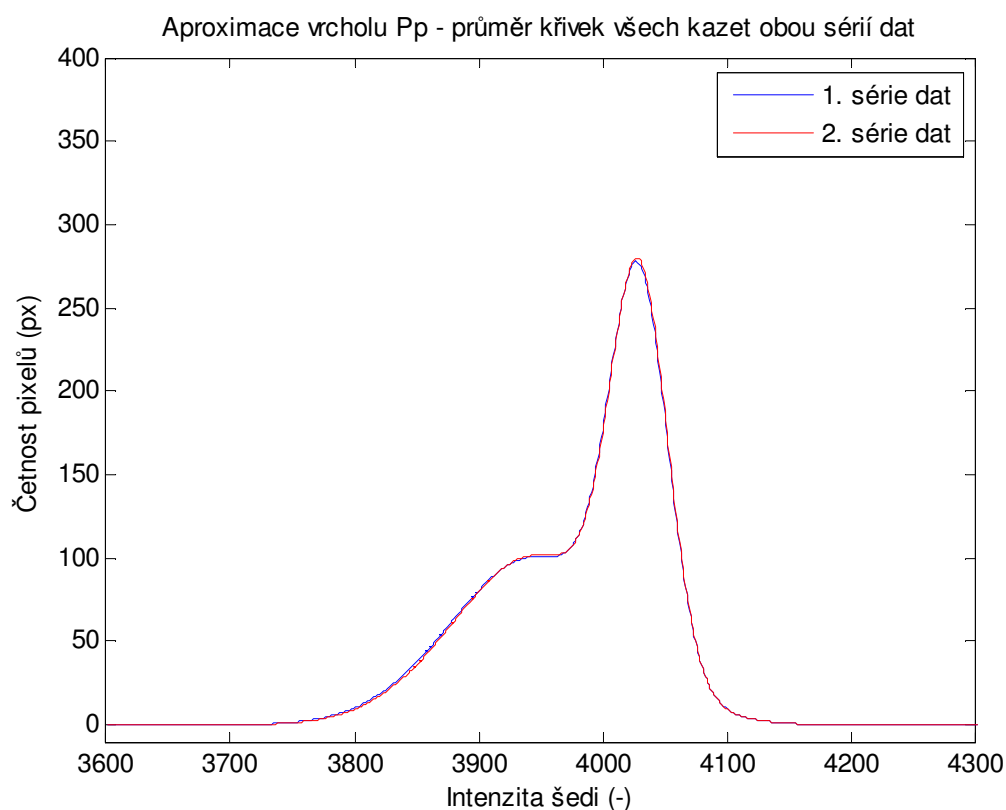
Již vizuálním posouzením aproximačních modelů obou peaků je zřejmé, že mezi výsledky 1. a 2. sérií existují rozdíly. Křivka druhé série dat byla v obou případech posunuta více doprava (k vyšším jasovým hodnotám). Rozdíl je zřetelnější v případě peaku Pk (viz *Obr. 43*), ale v méně zřetelné míře se vyskytuje také u peaku Pp (viz *Obr. 44*).

Na základě těchto výstupů lze předpokládat, že kazety v nemocnici se po časové prodlevě (5 měsíců) stávají méně citlivými na rentgenové záření a šumová složka jejich obrazů se tedy posouvá k vyšším hodnotám intenzit šedi.

Rozdíly mezi křivkami 1. a 2. série těchto aproximačních modelů pro peaky Pk a Pp, jsou také dále hodnoceny pomocí výpočtu hodnoticích parametrů v kapitole 9.3 Parametrické hodnocení výsledků aproximace.



Obr. 43: Aproximační model vrcholu Pk (porovnání průměrných křivek všech kazet v 1. a 2. sérii)



Obr. 44: Aproximační model vrcholu Pp (porovnání průměrných křivek všech kazet v 1. a 2. sérii)

V kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií byla položena nulová hypotéza: „Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.“ Na základě vizuálního hodnocení výstupů této podkapitoly lze předpokládat zamítnutí této hypotézy.

9.3 Parametrické hodnocení výsledků aproximace

Aproximační křivky byly nejprve hodnoceny vizuálně v kapitole 9.2 Tvorba aproximačních modelů. Dalším krokem pak bylo hodnocení podobnosti aproximačních křivek pomocí základních parametrů pro hodnocení podobnosti křivek. Byly sledovány tyto parametry: střední kvadratická odchylka, korelační koeficient, prostý rozdíl mezi křivkami a jeho maximum a průměr. Výsledky těchto parametrů zobrazuje *Tabulka 6*.

Hodnoceny byly rozdíly mezi křivkami 1. a 2. série všech kazet a také jejich průměrných křivek (tedy výsledných aproximačních modelů). Hodnoceny byly křivky znázorňující peaky Pk i Pp.

Výsledky jednotlivých parametrů byly získány spuštěním kódu Aproximace.m (viz přílohy). Pro výpočet parametru MSE byla použita funkce „mse“ a pro výpočet korelačního koeficientu funkce „corrcoef“. Tyto dva parametry jsou blíže popsány v kapitolách 9.3.1 Střední kvadratická chyba MSE (Mean Squared Error) a 9.3.2 Korelační koeficient. Dále byly od sebe křivky 1. a 2. série (jednotlivých kazet a peaků) odečteny a z výsledku byla získána absolutní hodnota (aby nedošlo ke ztrátě informací v případě, nedosahuje-li v celém sledovaném průběhu vyšších hodnot jedna z křivek). Z tohoto rozdílu pak byly zjištěny maximální a průměrné hodnoty pro oba peaky.

Tabulka 6: Výsledky porovnávání aproximačních křivek mezi 1. a 2. sérií všech kazet a aproximačních modelů pro oba peaky (kazety s nejlepšími výsledky pro daný parametr jsou zvýrazněny zeleně, kazety s nejhoršími výsledky pak červeně)

Hodnoticí parametr	Kazeta 1	Kazeta 2	Kazeta 3	Kazeta 4	Kazeta 5	Kazeta 6	Průměrné křivky všech kazet
MSE Pk (px ²)	1661	9256	42609	8895	13429	31674	14777
MSE Pp (px ²)	1,36	1,02	4,08	1,60	0,99	1,90	0,85
Korelační koeficient pro Pk (-)	> 0,999	0,997	0,986	0,997	0,996	0,990	0,995
Korelační koeficient pro Pp (-)	> 0,999	> 0,999	> 0,999	> 0,999	> 0,999	> 0,999	> 0,999
Maximální rozdíl křivek Pk (px)	145	344	751	341	419	648	440
Maximální rozdíl křivek Pp (px)	4,4	2,8	7,9	4,8	3,7	4,9	3,3
Průměrný rozdíl křivek Pk (px)	24	52	108	50	60	94	64
Průměrný rozdíl křivek Pp (px)	0,7	0,6	1,1	0,7	0,5	0,8	0,5

Výsledky všech zmíněných hodnoticích parametrů pro jednotlivé kazety a jejich průměrné křivky zobrazuje Tabulka 6. Výsledky byly zaokrouhleny na jednotky pixelů v případě rozdílů křivek Pk a na jedno desetinné místo (px) v případě rozdílů křivek Pp. Korelační koeficienty byly zaokrouhleny na tři desetinná místa (-) pro oba peaky a MSE na jednotky (px²) pro křivky Pk a na dvě desetinná místa pro křivky Pp (px²).

Zeleně jsou v tabulce zvýrazněny nejlepší výsledky konkrétního parametru a červeně nejhorší. Do tohoto porovnání byly zahrnuty pouze výsledky jednotlivých kazet (barevné zvýraznění se tedy netýká průměrných křivek všech kazet).

V případě korelačního koeficientu pro Pp je podobnost křivek v 1. a 2. sérii natolik vysoká, že se jeho výsledky limitně blíží hodnotě 1. V případě všech sledovaných kazet tedy dosáhl tento parametr nejlepších výsledků, jelikož nevykazuje žádné rozdíly.

Z výsledků je zřejmé, že existují rozdíly mezi 1. a 2. sérií jednotlivých kazet. Největších odchylek mezi oběma sériemi dosáhla kazeta 3, její výsledky dosahují v případě všech hodnoticích parametrů nejhorších výsledků. Při hodnocení křivky Pk dosáhla ve všech hodnoticích parametrech nejlepších výsledků kazeta 1. V případě křivky Pp pak dosahovala nejlepších výsledků kazeta 2 v případě parametru maximální rozdíl křivek Pp a dále kazeta 5 v případě parametrů MSE Pp a průměrný rozdíl křivek Pp.

Z hodnocení průměrných křivek (tedy výsledných aproximačních modelů peaku Pk a Pp – viz Obr. 43 a Obr. 44) vyplývá, že mezi křivkami v 1. a 2. sérii existují rozdíly. Tyto rozdíly jsou větší v případě křivky Pk, než v případě křivky Pp, což souvisí také s celkovou výškou obou peaků. Maximální výška (maximální počet pixelů určité intenzity šedi) průměrných křivek peaku Pk je přibližně 4600, zatímco v případě peaku Pp přibližně 280.

Výsledek parametru MSE průměrných křivek pro peak Pk je roven 14777 px^2 a pro peak Pp je roven $0,85 \text{ px}^2$. Korelační koeficient pro křivky Pk je roven 0,995 a pro křivky Pp se limitně blíží hodnotě 1. Maximální rozdíl mezi výsledky 1. a 2. série pro křivku Pk je 440 pixelů a pro křivku Pp 3,3 pixelů. Průměrný rozdíl mezi 1. a 2. sérií pro křivku Pk je 64 pixelů a pro křivku Pp 0,5 pixelů.

Na základě poznatků získaných během parametrického hodnocení v této podkapitole lze říci, že mezi výsledky 1. a 2. série byly objeveny rozdíly, jak již bylo posouzeno také vizuálním hodnocením v kapitole 9.2 Tvorba aproximačních modelů. Díky těmto poznatkům lze zamítnout nulovou hypotézu, položenou v kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií: „*Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.*“

9.3.1 Střední kvadratická chyba MSE (Mean Squared Error)

Bývá také označována jako střední čtvercová chyba nebo střední kvadratická odchylka. Udává, jak se v průměru liší první křivka od druhé křivky. Jedná se o jednu z nejčastěji používaných metod pro porovnávání odchylek křivek. [7]

MSE se počítá podle rovnice (19), ve které n označuje celkový počet sledovaných intenzit šedi, a i konkrétní intenzitu šedi. Počet pixelů křivky 1. série s konkrétní intenzitou šedi je pak Y_i a počet pixelů křivky 2. série s konkrétní hodnotou intenzity šedi \hat{Y}_i . Jednotka MSE je totožná s jednotkou pozorovaných dat, ale je umocněna na druhou, v tomto případě je tedy jednotkou px^2 . Podrobnější informace lze nalézt v příslušné literatuře. [7]

Rovnice pro výpočet MSE

$$MSE = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2 \quad (19)$$

9.3.2 Korelační koeficient

Udává míru lineární závislosti mezi oběma sledovanými křivkami. Nabývá hodnot od -1 do 1. Čím větších hodnot nabývá, tím větší je mezi křivkami lineární závislost (v případě záporných hodnot je tato závislost nepřímá). Když se hodnoty korelačního koeficientu blíží 0, nebyla nalezena lineární závislost mezi křivkami. Korelační koeficient lze vypočítat podle rovnice (20), kde $cov(X_i, X_j)$ je výpočet pro kovarianci a $var X_i$ a $var X_j$ jsou výpočty pro varianci (výstupem variance je rozptyl křivky příslušného indexu). Podrobnější informace lze nalézt v příslušné literatuře. [7]

Rovnice pro výpočet
korelačního koeficientu

$$\rho_{i,j} = \frac{cov(X_i, X_j)}{\sqrt{var X_i \cdot var X_j}} \quad (20)$$

10 Analýza a hodnocení výsledků modelování efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích

Pro jednotlivé kazety v obou sériích byly získány hodnoty sledovaných parametrů ze souboru v přílohách DP_data.xlsx. Ukázku získaných dat 1. kazety pro 1. sérii zobrazuje *Tabulka 7* a pro 2. sérii *Tabulka 8*. Důležité parametry jsou v těchto tabulkách zbarveny žlutě. Jedná se o intenzity šedi (-) počátku, vrcholu a konce křivky Pk a počátku a vrcholu křivky Pp. Z těchto byla dále provedena statistická analýza pomocí softwaru RKWard (verze 0.6.5) s použitím programovacího jazyka R.

Ostatní parametry nebyly dále hodnoceny, protože o degradaci kazety příliš nevypovídají. Sledovaná plocha je vybrána pomocí oblasti zájmu (RoI), proto je plocha pod křivkami, až na malé odchylky, neměnná. Konec křivky Pp je neměnný pro všechny kazety i série (hodnota 4086), proto nemá význam jej hodnotit. Konstantní konec křivky Pp je způsoben segmentací původního obrazu. Ve vyšších hodnotách se již vyskytovala odstraněná oblast oloveného plátku, která rozdělila konce křivky Pp pohltila. Průměrná hodnota SNR všech kazet se pohybovala při obou sériích mezi hodnotami 8,2 a 8,3 dB.

Tabulka 7: Výsledky 1. série měření 1. kazety (důležité parametry jsou zvýrazněny žlutě)

Měření	Plocha pod Pk (px)	Počátek křivky Pk (-)	Vrchol Pk (-)	Konec křivky Pk (-)	Plocha pod Pp (px)	Počátek křivky Pp (-)	Vrchol Pp (-)	Konec křivky Pp (-)	SNR (dB)
1	1215900	986	1173	1821	30400	3698	4031	4086	8,1909
2	1216100	953	1149	1775	30366	3740	4028	4086	8,2888
3	1215600	957	1149	1783	30280	3753	4031	4086	8,2698
4	1214200	964	1149	1747	30385	3728	4031	4086	8,2662
5	1215000	974	1149	1812	30374	3715	4032	4086	8,2150
6	1213400	967	1147	1784	30341	3739	4030	4086	8,2938
7	1215300	964	1149	1774	30425	3689	4034	4086	8,2838
8	1214000	940	1147	1761	30343	3726	4029	4086	8,2812
9	1215200	950	1145	1793	30348	3733	4030	4086	8,3157
10	1218600	947	1149	1789	30418	3700	4031	4086	8,2445

Tabulka 8: Výsledky 2. série měření 1. kazety (důležité parametry jsou zvýrazněny žlutě)

Měření	Plocha pod Pk (px)	Počátek křivky Pk (-)	Vrchol Pk (-)	Konec křivky Pk (-)	Plocha pod Pp (px)	Počátek křivky Pp (-)	Vrchol Pp (-)	Konec křivky Pp (-)	SNR (dB)
1	1218000	961	1149	1802	30578	3690	4024	4086	8,2127
2	1216400	958	1149	1791	30369	3700	4032	4086	8,2538
3	1218600	951	1150	1806	30421	3691	4029	4086	8,2584
4	1216200	959	1150	1814	30356	3706	4030	4086	8,2713
5	1218200	961	1150	1802	30314	3736	4031	4086	8,2324
6	1216500	955	1150	1780	30459	3680	4027	4086	8,2735
7	1217600	955	1150	1809	30438	3702	4030	4086	8,2712
8	1216900	955	1150	1793	30398	3693	4030	4086	8,2769
9	1218800	940	1143	1797	30355	3707	4028	4086	8,2751
10	1219700	941	1150	1802	30405	3691	4030	4086	8,276

10.1 Výsledky jednotlivých parametrů

V této podkapitole jsou zobrazeny výsledky důležitých parametrů v závislosti na jednotlivých kazetách a na sériích. Každý parametr je popsán pomocí číselných charakteristik a následně znázorněn pomocí krabicových grafů. Číselné charakteristiky všech parametrů byly zaokrouhleny podle směrodatné odchylky na dvě platné cifry, tedy na jednotky intenzity šedi (-). Jedinou výjimkou byl variační koeficient, který byl zaokrouhlen na 1 desetinné místo.

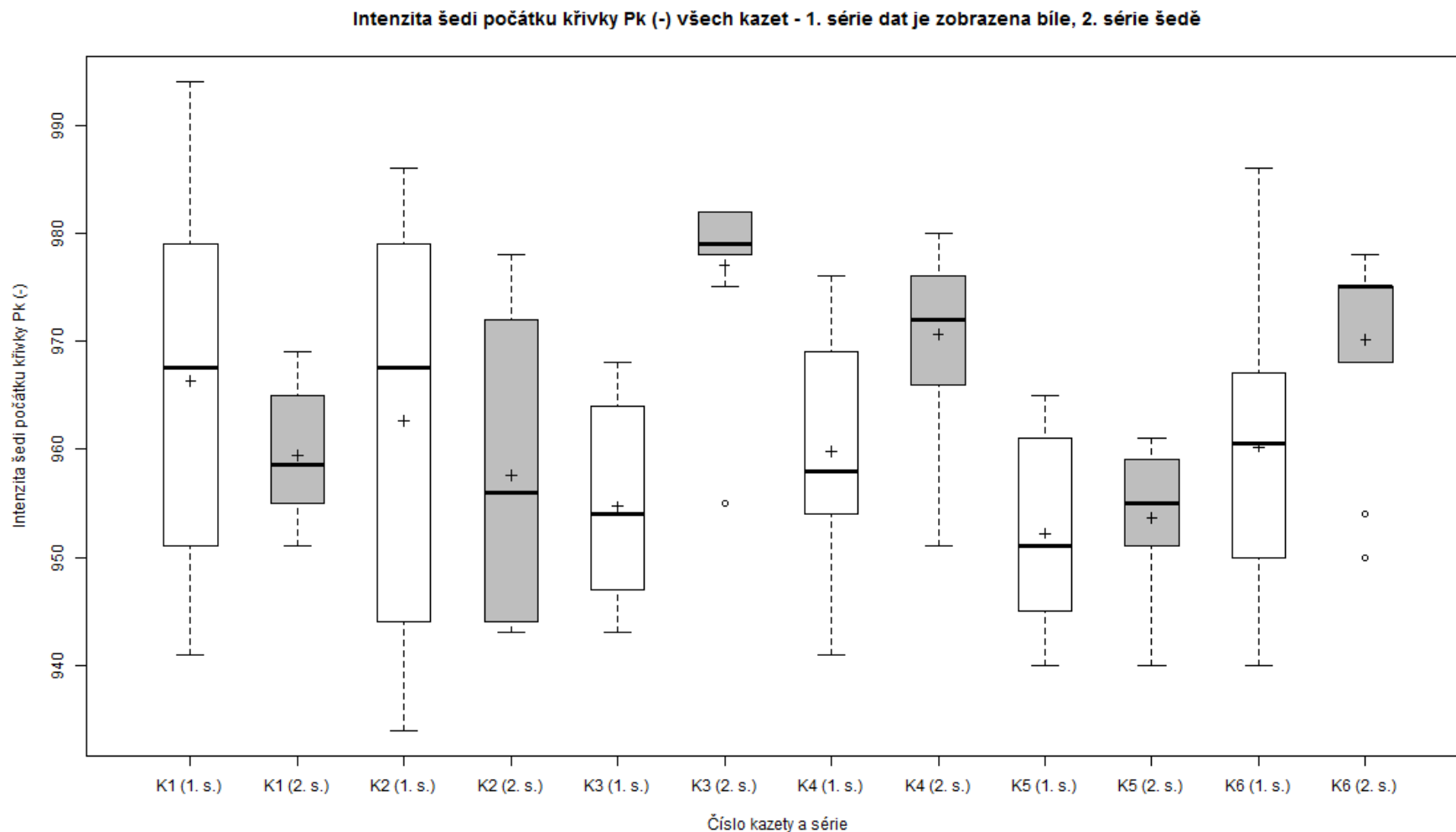
V průběhu statistické analýzy byla identifikována odlehlá pozorování. Tato pozorování byla ve výsledcích ponechána. Důvody pro ponechání odlehlých pozorování byly tyto: nebyla objevena chyba v experimentu ani ve vyhodnocení dat, žádné z nich nebylo extrémní pozorování (viz kapitola 4.4.1.4 Interkvartilové rozpětí (IQR)), plošná kerma při těchto měřeních byla většinou rovna hodnotě $1,2 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ (což je průměrná hodnota plošné kermy při celém provedeném experimentu), není vhodné odstranit až 30 % datového souboru při jeho hodnocení (až 3 odlehlá pozorování v 10 měřeních). Při opakování experimentu by mohlo být opět dosaženo těchto odlehlých pozorování, neboť nebylo zjištěno, čím vznikají. Z důvodu ponechání odlehlých pozorování v datovém souboru bylo veškeré následné statistické hodnocení zaměřeno na shodu mediánů, nikoli průměrů.

Ve všech grafech a tabulkách v této podkapitole jsou u každé kazety zobrazeny výsledky 1. a 2. série měření (1. s. a 2. s.). V obrázcích s grafy, které byly vygenerovány pomocí softwaru RKWard (verze 0.6.5), je 1. série dat zobrazena bíle a 2. série dat šedě.

Tabulka 9: Číselné charakteristiky intenzity šedi počátku křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření

Číslo kazety	Kazeta 1		Kazeta 2		Kazeta 3		Kazeta 4		Kazeta 5		Kazeta 6	
Číslo série	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.
Počet měření	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Minimum (-)	941	951	934	943	943	955	941	951	940	940	940	950
Dolní kvartil (-)	952	955	945	945	947	978	955	967	947	952	951	970
Průměr (-)	966	959	963	958	955	977	960	971	952	954	960	970
Medián (-)	968	959	968	956	954	979	958	972	951	955	961	975
Horní kvartil (-)	978	965	978	969	963	981	967	976	960	959	966	975
Maximum (-)	994	969	986	978	968	982	976	980	965	961	986	978
Variační koeficient (%)	1,7	0,6	2,1	1,4	1,0	0,8	1,1	0,9	0,9	0,8	1,4	1,0
Rozptyl (-)	283	37	396	183	93	64	110	78	75	57	187	98
Směrodatná odchylka (-)	17	7	20	14	10	9	11	9	9	8	14	10

Tabulka 9 zobrazuje výsledné hodnoty jednotlivých kazet pro parametr intenzita šedi počátku křivky Pk (-). Pro tentýž parametr znázorňuje výsledky graficky Obr. 45. Při hodnocení tohoto parametru byla nalezena tři odlehlá pozorování, která jsou v obrázku znázorněna kroužky (viz K3 (2. s.) a K6 (2. s.)). Tato pozorování byla ve výsledcích ponechána z důvodů popsaných v úvodu této podkapitoly. Z Obr. 45 lze usuzovat, že výsledky 2. série dat, měřené na kazetě číslo 3, 4 a 6, by mohly vykazovat rozdíly od výsledků 1. sérií dat příslušných kazet a případně také od výsledků ostatních kazet ve 2. sérii měření.

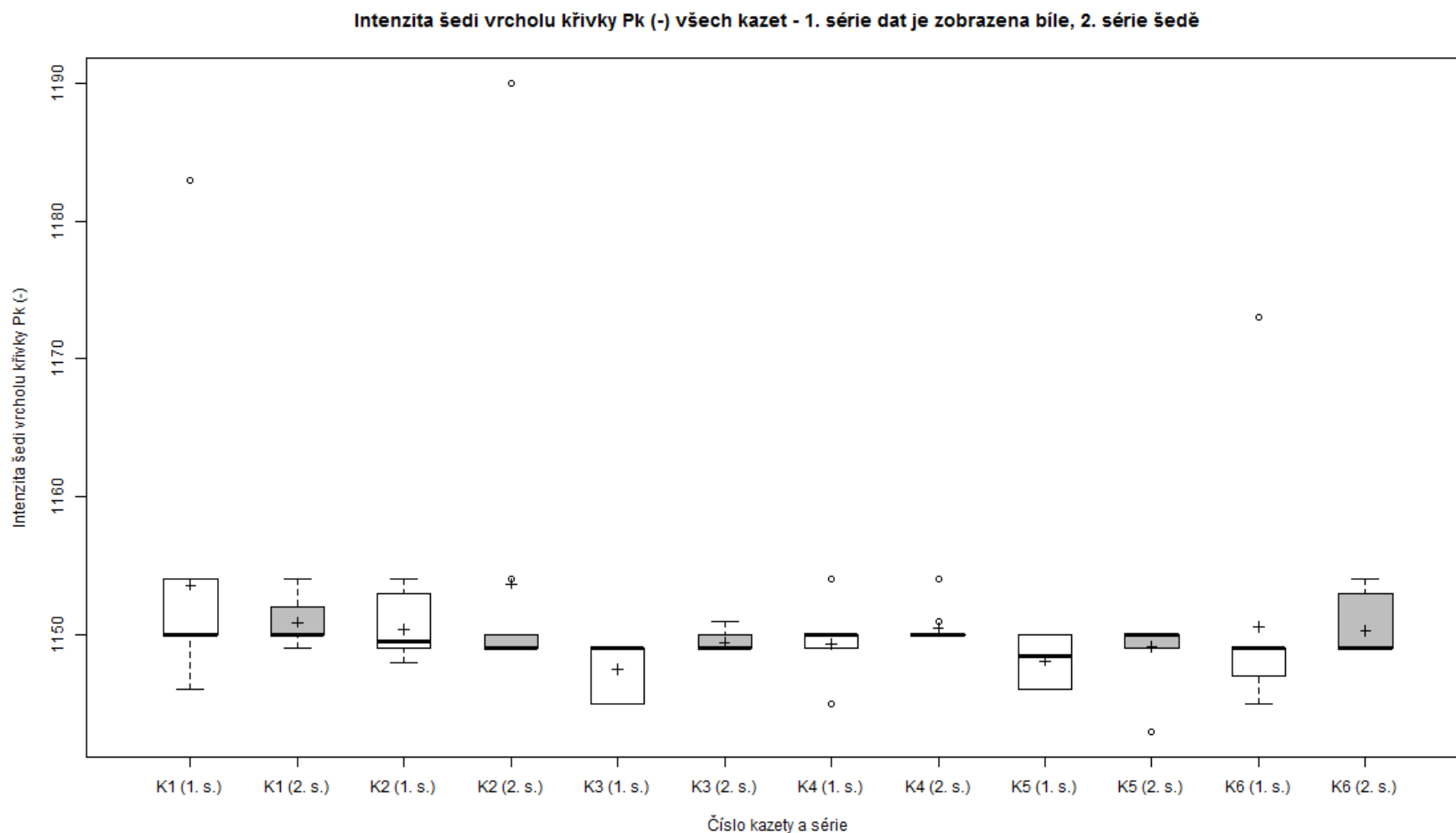


Obr. 45: Graf znázorňující změny intenzity šedi počátku křivky Pk (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)

Tabulka 10: Číselné charakteristiky intenzity šedi vrcholu křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření

Číslo kazety	Kazeta 1		Kazeta 2		Kazeta 3		Kazeta 4		Kazeta 5		Kazeta 6	
Číslo série	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.
Počet měření	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Minimum (-)	1146	1149	1148	1149	1145	1149	1145	1150	1146	1143	1145	1149
Dolní kvartil (-)	1150	1150	1149	1149	1145	1149	1145	1150	1146	1143	1148	1149
Průměr (-)	1154	1151	1150	1154	1148	1149	1149	1150	1148	1149	1151	1150
Medián (-)	1150	1150	1150	1149	1149	1149	1150	1150	1148	1150	1149	1149
Horní kvartil (-)	1153	1152	1152	1150	1149	1150	1150	1150	1150	1150	1149	1152
Maximum (-)	1183	1154	1154	1190	1149	1151	1154	1154	1150	1150	1173	1154
Variační koeficient (%)	0,9	0,2	0,2	1,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2	0,7	0,2
Rozptyl (-)	112	3	6	165	4	0	7	2	4	5	64	4
Směrodatná odchylka (-)	11	2	3	13	2	1	3	2	2	3	8	3

Tabulka 10 zobrazuje výsledné hodnoty jednotlivých kazet pro parametr intenzita šedi vrcholu křivky Pk (-). Pro tentýž parametr znázorňuje výsledky graficky Obr. 46. Při hodnocení tohoto parametru bylo nalezeno celkem devět odlehlých pozorování, která jsou v obrázku znázorněna kroužky (viz K1 (1. s.), K2 (2. s.), K4 (1. s.), K4 (2. s.), K5 (2. s.) a K6 (1. s.)). Tato pozorování byla ve výsledcích ponechána z důvodů popsaných v úvodu této podkapitoly. Z Obr. 46 lze usuzovat, že výsledky 1. série dat, měřené na kazetě číslo 3, 5 a 6, by mohly vykazovat rozdíly od výsledků 2. sérií dat příslušných kazet a případně také od výsledků ostatních kazet v 1. sérii měření.

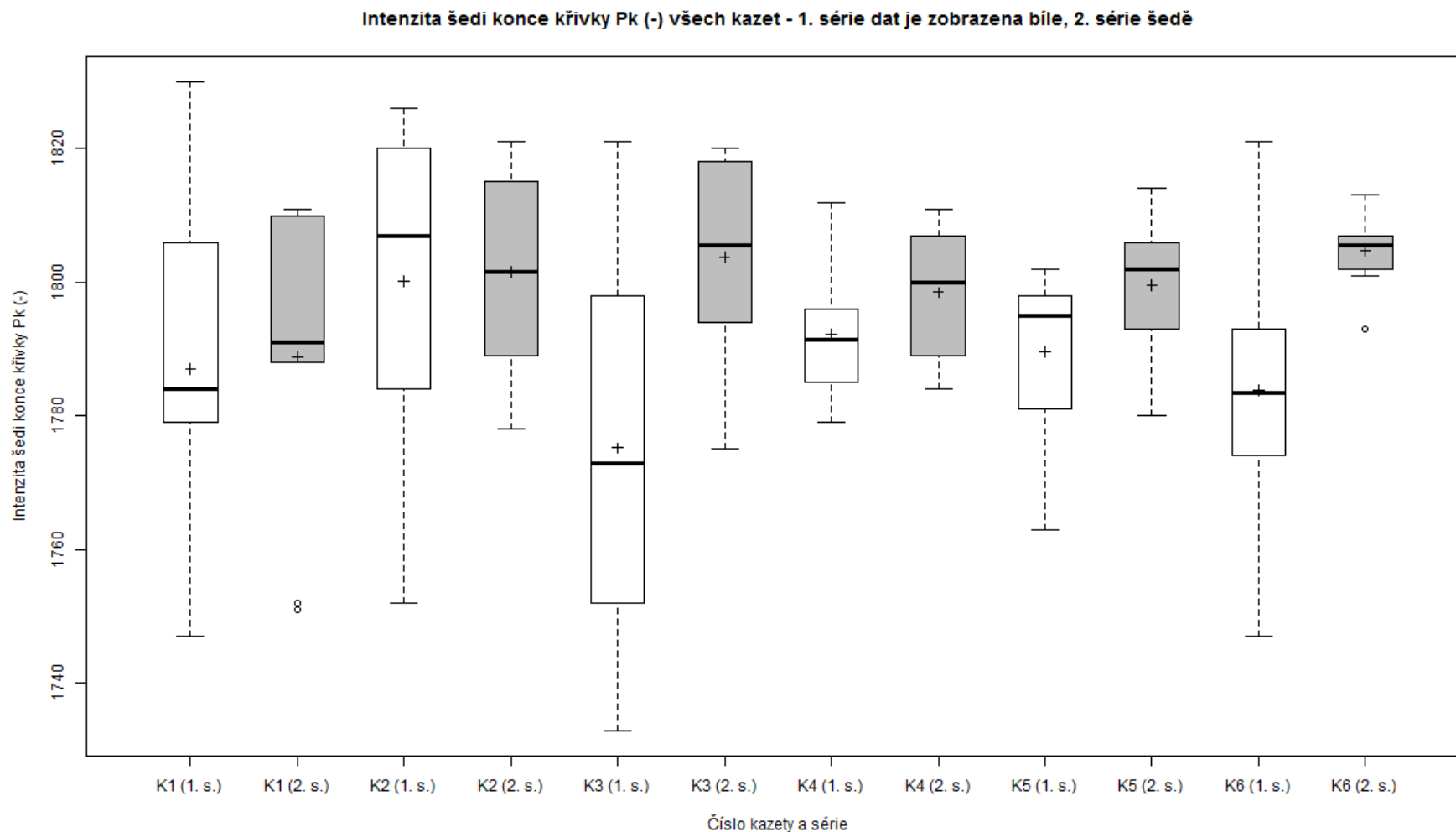


Obr. 46: Graf znázorňující změny intenzity šedi vrcholu křivky Pk (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)

Tabulka 11: Číselné charakteristiky intenzity šedi konce křivky Pk (-) pro jednotlivé kazety a série měření

Číslo kazety	Kazeta 1		Kazeta 2		Kazeta 3		Kazeta 4		Kazeta 5		Kazeta 6	
Číslo série	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.
Počet měření	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Minimum (-)	1747	1751	1752	1778	1733	1775	1779	1784	1763	1780	1747	1793
Dolní kvartil (-)	1780	1788	1786	1792	1754	1794	1786	1790	1782	1794	1774	1802
Průměr (-)	1787	1789	1800	1802	1775	1804	1792	1798	1790	1800	1784	1805
Medián (-)	1784	1791	1807	1802	1773	1806	1792	1800	1795	1802	1784	1806
Horní kvartil (-)	1802	1806	1818	1812	1798	1816	1795	1806	1798	1805	1792	1807
Maximum (-)	1830	1811	1826	1821	1821	1820	1812	1811	1802	1814	1821	1813
Variační koeficient (%)	1,3	1,2	1,3	0,8	1,7	0,8	0,5	0,5	0,7	0,5	1,2	0,3
Rozptyl (-)	549	475	548	215	911	219	92	95	158	96	482	33
Směrodatná odchylka (-)	24	22	24	15	31	15	10	10	13	10	22	6

Tabulka 11 zobrazuje výsledné hodnoty jednotlivých kazet pro parametr intenzita šedi konce křivky Pk (-). Pro tentýž parametr znázorňuje výsledky graficky Obr. 47. Při hodnocení tohoto parametru byla nalezena celkem tři odlehlá pozorování, která jsou v obrázku znázorněna kroužky (viz K1 (2. s.) a K6 (2. s.)). Tato pozorování byla ve výsledcích ponechána z důvodů popsaných v úvodu této podkapitoly. Z Obr. 47 lze usuzovat, že výsledky 1. série dat, měřené na kazetě číslo 3 a 6, by mohly vykazovat rozdíly od výsledků 2. série dat příslušných kazet a případně také od výsledků ostatních kazet v 1. sérii měření.

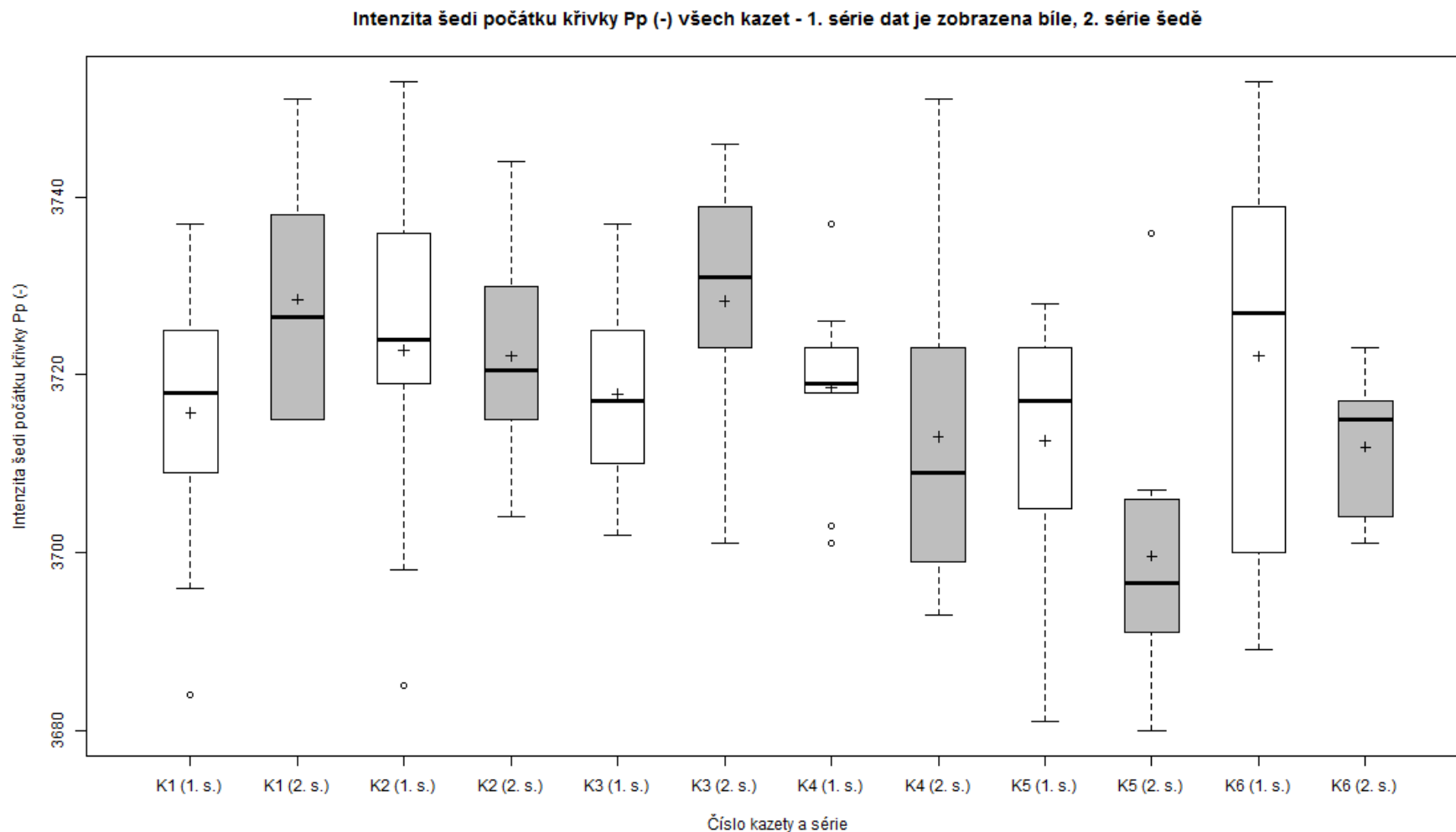


Obr. 47: Graf znázorňující změny intenzity šedi konce křivky Pk (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)

Tabulka 12: Číselné charakteristiky intenzity šedi počátku křivky Pp (-) pro jednotlivé kazety a série měření

Číslo kazety	Kazeta 1		Kazeta 2		Kazeta 3		Kazeta 4		Kazeta 5		Kazeta 6	
Číslo série	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.
Počet měření	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Minimum (-)	3684	3715	3685	3704	3702	3701	3701	3693	3681	3680	3689	3701
Dolní kvartil (-)	3710	3717	3719	3715	3710	3724	3718	3699	3706	3691	3704	3705
Průměr (-)	3716	3728	3723	3722	3718	3728	3718	3713	3713	3700	3722	3712
Medián (-)	3718	3726	3724	3720	3717	3731	3719	3709	3717	3696	3727	3715
Horní kvartil (-)	3725	3736	3735	3729	3724	3738	3722	3722	3722	3705	3738	3717
Maximum (-)	3737	3751	3753	3744	3737	3746	3737	3751	3728	3736	3753	3723
Variační koeficient (%)	0,4	0,3	0,5	0,4	0,3	0,4	0,3	0,5	0,4	0,4	0,6	0,2
Rozptyl (-)	263	164	387	171	137	180	108	349	200	233	438	64
Směrodatná odchylka (-)	17	13	20	14	12	14	11	19	15	16	21	8

Tabulka 12 zobrazuje výsledné hodnoty jednotlivých kazet pro parametr intenzita šedi počátku křivky Pp (-). Pro tentýž parametr znázorňuje výsledky graficky Obr. 48. Při hodnocení tohoto parametru bylo nalezeno celkem 6 odlehlých pozorování, která jsou v obrázku znázorněna kroužky (viz K1 (1. s.), K2 (1. s.), K4 (1. s.) a K5 (2. s.)). Tato pozorování byla ve výsledcích a dalším hodnocení ponechána z důvodů popsaných v úvodu této podkapitoly. Z Obr. 48 lze usuzovat, že výsledky 2. série dat, měřené na kazetě číslo 5, by mohly vykazovat rozdíly od výsledků 1. série dat této kazety a případně také od výsledků ostatních kazet ve 2. sérii měření.

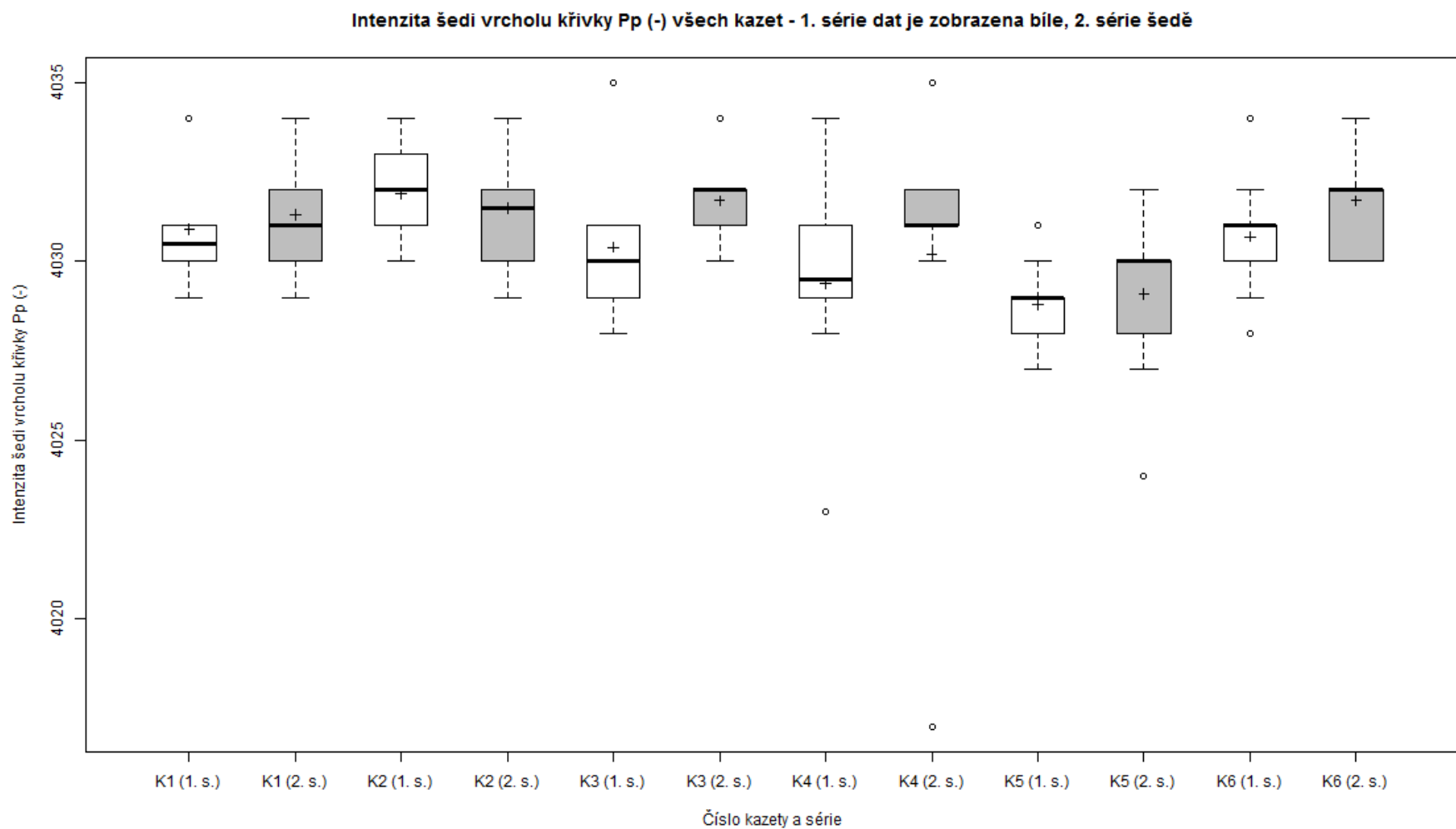


Obr. 48: Graf znázorňující změny intenzity šedi počátku křivky Pp (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)

Tabulka 13: Číselné charakteristiky intenzity šedi vrcholu křivky Pp (-) pro jednotlivé kazety a série měření

Číslo kazety	Kazeta 1		Kazeta 2		Kazeta 3		Kazeta 4		Kazeta 5		Kazeta 6	
Číslo série	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.	1. s.	2. s.
Počet měření	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Minimum (-)	4029	4029	4030	4029	4028	4030	4023	4017	4027	4024	4028	4030
Dolní kvartil (-)	4030	4030	4031	4030	4029	4031	4029	4031	4028	4028	4030	4030
Průměr (-)	4031	4031	4032	4032	4030	4032	4029	4030	4029	4029	4031	4032
Medián (-)	4030	4031	4032	4032	4030	4032	4030	4031	4029	4030	4031	4032
Horní kvartil (-)	4031	4032	4033	4032	4031	4032	4031	4032	4029	4030	4031	4032
Maximum (-)	4034	4034	4034	4034	4035	4034	4034	4035	4031	4032	4034	4034
Variační koeficient (%)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,1	0,0	0,0
Rozptyl (-)	3	3	2	3	4	1	8	23	2	5	3	2
Směrodatná odchylka (-)	2	2	2	2	2	2	3	5	2	3	2	2

Tabulka 13 zobrazuje výsledné hodnoty jednotlivých kazet pro parametr intenzita šedi vrcholu křivky Pp (-). Pro tentýž parametr znázorňuje výsledky graficky Obr. 49. Při hodnocení tohoto parametru bylo nalezeno celkem deset odlehlých pozorování, která jsou v obrázku znázorněna kroužky (viz K1 (1. s.), K3 (1. s.), K3 (2. s.), K4 (1. s.), K4 (2. s.), K5 (1. s.), K5 (2. s.) a K6 (1. s.)). Tato pozorování byla ve výsledcích ponechána z důvodů popsaných v úvodu této podkapitoly. Z Obr. 49 lze usuzovat, že výsledky 1. série dat, měřené na kazetě číslo 3 a 4, by mohly vykazovat rozdíly od výsledků 2. sérií dat příslušných kazet a případně také od výsledků ostatních kazet v 1. sérii měření. Dále lze předpokládat, že rozdíly od ostatních výsledků v příslušných sériích budou vykazovat výsledky 1. a 2. série dat kazety číslo 5.



Obr. 49: Graf znázorňující změny intenzity šedi vrcholu křivky Pp (-) v závislosti na čísle kazety a sérii měření (K1-K6 označuje číslo kazety, označení 1. s. představuje první sérii měření a 2. s. druhou sérii měření, kříže v každém z krabicových grafů představují průměr dat)

10.2 Srovnání parametrů jednotlivých kazet v 1. a 2. sérii měření

Pro srovnání souborů dat byly použity dvouvýběrové testy pro porovnání shody středních hodnot (resp. mediánů) pro data z první a druhé série. Data jsou nezávislým výběrem, neboť bylo provedeno opakované měření v každé sérii. Byly hodnoceny rozdíly intenzit šedi sledovaných parametrů mezi 1. a 2. sérií jednotlivých kazet. Pro tato testování bylo nejprve nutné ověřit normalitu dat. Pro ověření normality byl použit Shapirův-Wilkův test na 5% hladině významnosti. Byly zvoleny tyto hypotézy:

H_0 : Data počátku křivky Pk jsou výběrem z normálního rozdělení.

H_A : $\neg H_0$

Tabulka 14: Výsledné p-hodnoty (Shapirův-Wilkův test pro ověření předpokladu normality) pro intenzity šedi sledovaných parametrů, zvlášť pro jednotlivé kazety a série měření (p-hodnoty se zamítnutou normalitou jsou zvýrazněny červeně)

Číslo kazety	Číslo série	Počátek křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Konec křivky Pk	Počátek křivky Pp	Vrchol křivky Pp
Kazeta 1	1. série	0,852	< 0,001	0,768	0,653	0,031
	2. série	0,253	0,002	0,030	0,278	0,245
Kazeta 2	1. série	0,180	0,027	0,343	0,630	0,330
	2. série	0,147	< 0,001	0,601	0,821	0,458
Kazeta 3	1. série	0,190	< 0,001	0,611	0,777	0,048
	2. série	< 0,001	< 0,001	0,406	0,604	0,095
Kazeta 4	1. série	0,878	0,012	0,722	0,246	0,145
	2. série	0,161	< 0,001	0,370	0,199	< 0,001
Kazeta 5	1. série	0,530	0,005	0,120	0,205	0,212
	2. série	0,037	< 0,001	0,827	0,088	0,165
Kazeta 6	1. série	0,959	< 0,001	0,938	0,656	0,583
	2. série	0,001	< 0,001	0,600	0,227	0,080

Tabulka 14 popisuje ověření předpokladu normality jednotlivých parametrů, zvlášť pro všechny kazety a série. Červeně zvýrazněné hodnoty značí zamítnutou normalitu příslušných parametrů, kazet a sérií na hladině významnosti 0,05 (5%). Zbývající hodnoty, které červeně zvýrazněny nejsou, značí nezamítnutý předpoklad normality. Výsledky p-hodnot parametru vrchol křivky Pk potvrzují, že v případě přítomnosti příliš vzdálených odlehlých pozorování, nemohou být data výběrem z normálního rozdělení.

Jelikož je žádoucí použít pro všechna hodnocená data stejné testování, byl kvůli ponechaným odlehlým pozorováním v datovém souboru a také na základě výsledných p-hodnot Shapirova-Wilkova testu zvolen pro další testování Mannův-Whitneyův test pro ověření shody mediánů.

Zvolené hypotézy pro Mannův-Whitneyův test pro ověření shody mediánů (horní index „I“ značí 1. sérii dat a „II“ 2. sérii):

$$H_0: x_{0,5}^I = x_{0,5}^{II}$$

$$H_A: x_{0,5}^I \neq x_{0,5}^{II}$$

Tabulka 15: Výsledky testování shody mediánů sledovaných parametrů mezi 1. a 2. sérií jednotlivých kazet (číslo před závorkou vyjadřuje rozdíl mediánů (1. série-2. série), v závorce je uvedena výsledná p-hodnota Mannova-Whitneyova testu, výsledky se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně)

Číslo kazety	Počátek křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Konec křivky Pk	Počátek křivky Pp	Vrchol křivky Pp
Kazeta 1	0,9 (0,425)	-0,4 (0,934)	-0,5 (0,383)	-1,6 (0,103)	-0,6 (0,534)
Kazeta 2	0,9 (0,544)	0,4 (> 0,999)	0,1 (0,734)	0,3 (0,677)	0,6 (0,587)
Kazeta 3	-3,8 (< 0,001)	-1,9 (0,011)	-2,5 (0,054)	-1,6 (0,082)	-2,2 (0,018)
Kazeta 4	-1,9 (0,034)	-1,5 (0,135)	-1,1 (0,212)	1,0 (0,173)	-2,1 (0,059)
Kazeta 5	-0,3 (0,731)	-1,5 (0,169)	-1,4 (0,079)	1,8 (0,041)	-0,9 (0,353)
Kazeta 6	-1,7 (0,040)	-1,4 (0,100)	-2,8 (0,021)	1,6 (0,272)	-1,3 (0,175)

Tabulka 15 popisuje výsledky Mannova-Whitneyova testu pro ověření shody mediánů sledovaných parametrů mezi 1. a 2. sérií jednotlivých kazet. Hodnota před závorkou vyjadřuje rozdíl mediánů mezi 1. a 2. sérií dat. V případě, že je tato hodnota kladná, dosahuje vyšších hodnot mediánů 1. série příslušné kazety, v případě, že je tato hodnota záporná, vyšších hodnot mediánů dosahuje 2. série. Čím větší je velikost této hodnoty, tím větší je rozdíl mediánů mezi oběma sériemi.

Počátky křivek Pk se mezi 1. a 2. sérií měření statisticky významně liší u kazet: 3, 4 a 6.

Vrcholy křivek Pk se mezi 1. a 2. sérií měření statisticky významně liší u kazet: 3.

Konce křivek Pk se mezi 1. a 2. sérií měření statisticky významně liší u kazet: 6.

Počátky křivek Pp se mezi 1. a 2. sérií měření statisticky významně liší u kazet: 5.

Vrcholy křivek Pp se mezi 1. a 2. sérií měření statisticky významně liší u kazet: 3.

Zbývající parametry a kazety nedosahují statisticky významných rozdílů mediánů mezi oběma sériemi. Z výsledků je zřejmé, že k největší degradaci mezi oběma sériemi měření došlo v případě kazety 3. Z rozdílů mediánů obou sérií v případě všech parametrů této kazety plyne, že 2. série měření dosahuje vyšších hodnot intenzit šedi (je světlejší). Z tohoto poznatku vyplývá, že s rostoucím počtem cyklů kazet dochází ke snížení jejich citlivosti na rentgenové záření.

Ke stejnému závěru lze dojít při porovnání výsledků ostatních parametrů a kazet. S výjimkou parametru počátek křivky Pp, dochází u většiny kazet všech sledovaných parametrů k tomuto nárůstu intenzit šedi mezi 1. a 2. sérií. Tyto rozdíly byly pozorovatelné také na krabicových grafech, které jsou zobrazeny na Obr. 45, Obr. 46, Obr. 47, Obr. 48 a Obr. 49.

V kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií byla položena nulová hypotéza: „Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.“ Na základě poznatků, získaných během testování shody mediánů mezi 1. a 2. sérií, lze tuto hypotézu zamítnout. Po uplynutí 5 měsíců mezi oběma sériemi (a příslušném počtu cyklů každé z kazet – viz *Tabulka 3*) došlo ke statisticky významným rozdílům mezi mediány výsledků těchto sérií.

10.3 Srovnání parametrů kazet v jednotlivých sériích měření

Pro srovnání souborů dat byly použity vícevýběrové testy pro porovnání shody středních hodnot (resp. mediánů) pro data všech kazet, zvláště v jednotlivých sériích. Data jsou nezávislým výběrem, neboť byly porovnávány výsledky všech parametrů různých kazet (10 opakovaných měření na každé kazetě) v konkrétní sérii měření. Byly hodnoceny rozdíly intenzit šedi sledovaných parametrů mezi všemi kazetami 1. série a zvláště mezi všemi kazetami 2. série.

Pro tato testování bylo nejprve nutné ověřit normalitu dat a shodu rozptylů. Pro ověření normality byl použit Shapirův-Wilkův test, jehož výsledky zobrazuje *Tabulka 14*. Normalita byla zamítnuta, proto byl pro ověření shody rozptylů použit Leveneův test na 5% hladině významnosti. Byly zvoleny tyto hypotézy (stejně hypotézy byly použity na 1. i 2. sérii dat, dolní index u rozptylů „K1“–„K6“ označuje číslo kazety 1 až 6):

$$H_0: \sigma_{K1}^2 = \sigma_{K2}^2 = \sigma_{K3}^2 = \sigma_{K4}^2 = \sigma_{K5}^2 = \sigma_{K6}^2$$

$$H_A: \neg H_0 \text{ (alespoň jedna dvojice rozptylů se liší)}$$

Tabulka 16: Výsledné p-hodnoty (Leveneův test pro ověření shody rozptylů) pro intenzity šedi sledovaných parametrů všech kazet, zvláště pro jednotlivé série měření (p-hodnoty se zamítnutou shodou rozptylů jsou zvýrazněny červeně)

Číslo série	Počátek křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Konec křivky Pk	Počátek křivky Pp	Vrchol křivky Pp
1. série dat	0,012	0,731	0,033	0,339	0,700
2. série dat	0,185	0,507	0,086	0,425	0,720

Tabulka 16 popisuje ověření předpokladu o shodě rozptylů všech kazet v jednotlivých sériích. Na základě výsledků p-hodnot testu o shodě rozptylů byl na hladině významnosti 0,05 (5%) zamítnut předpoklad o shodě rozptylů pro počátek a konec křivky Pk v 1. sérii. U zbývajících sledovaných parametrů a sérií nelze nulovou hypotézu o shodě rozptylů zamítnout.

Dále byla testována shoda mediánů. Pro ověření shody mediánů byl použit Kruskalův-Wallisův test. Byly zvoleny tyto hypotézy (stejně hypotézy byly použity na 1. i 2. sérii dat, horní index u mediánů „K1“–„K6“ označuje číslo kazety 1 až 6):

$$H_0: x_{0,5}^{K1} = x_{0,5}^{K2} = x_{0,5}^{K3} = x_{0,5}^{K4} = x_{0,5}^{K5} = x_{0,5}^{K6}$$

$$H_A: \neg H_0 \text{ (alespoň jedna dvojice mediánů se liší)}$$

Tabulka 17: Výsledné p-hodnoty (Kruskalův-Wallisův test pro ověření shody mediánů) pro intenzity šedi sledovaných parametrů všech kazet, zvláště pro jednotlivé série měření (p-hodnoty se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně)

Číslo série	Počátek křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Konec křivky Pk	Počátek křivky Pp	Vrchol křivky Pp
1. série dat	0,344	0,012	0,330	0,628	0,003
2. série dat	< 0,001	0,029	0,384	< 0,001	0,038

Tabulka 17 popisuje výsledky Kruskalova-Wallisova testu pro ověření shody mediánů sledovaných parametrů všech kazet v jednotlivých sériích.

Výsledky 1. série dat všech kazet se statisticky významně liší u parametrů: vrchol křivky Pk a vrchol křivky Pp.

Výsledky 2. série dat všech kazet se statisticky významně liší u parametrů: počátek křivky Pk, vrchol křivky Pk, počátek křivky Pp a vrchol křivky Pp.

Dále byla provedena post-hoc analýza pro zjištění, mezi kterými kazetami v jednotlivých sériích dochází k těmto statisticky významným rozdílům. Pro toto hodnocení byl použit Dunnův test s Bonferroniho korekcí. Tento test byl aplikován pouze na ty parametry v jednotlivých sériích, ve kterých byla zamítnuta hypotéza o shodě mediánů.

Výsledky Dunnův testu pro všechny dále zkoumané rozdíly jednotlivých kazet zobrazuje Tabulka 18. Hodnota před závorkou vždy vyjadřuje rozdíl mediánů mezi dvěma porovnávanými kazetami daného parametru v konkrétní sérii dat. V případě, že je tato hodnota kladná, dosahuje vyšších hodnot mediánů první z kazet v příslušném řádku, v případě, že je tato hodnota záporná, vyšších hodnot mediánů dosahuje druhá z kazet v příslušném řádku. Čím větší je velikost této hodnoty, tím větší je rozdíl mediánů mezi oběma kazetami. V závorce za touto hodnotou je pak vždy uvedena p-hodnota, která uvádí, zda je tento rozdíl statisticky významný.

Pro příklad je zde uveden vzor pro hodnocení této tabulky. V případě řádku, popisujícího rozdíl kazet K1-K3, a sloupce pro počátek křivky Pk 2. série byly objeveny statisticky významné rozdíly (políčko je zabarveno červeně, protože p-hodnota je menší než 0,05). Tedy kazeta 1 a kazeta 3 se statisticky významně liší v případě parametru počátek křivky Pk ve druhé sérii dat. Rozdíl mediánů mezi těmito kazetami je -3,6, což podle zápisu K1-K3 znamená, že K1 dosahuje vyšších hodnot než K3. Stejným způsobem je možné hodnotit také zbývající výsledky v tabulce. V případě, že políčko není zabarveno červeně, popisuje sice rozdíl mediánů mezi kazetami, ale tento rozdíl není statisticky významný.

Z výsledků porovnávání jednotlivých sérií měření (viz Tabulka 18) je zřejmé, že kazety nedosahují konstantních výsledků, i když jsou všechny od stejného výrobce a jsou stejného typu. Proto je také na základě poznatků získaných během porovnávání výsledků jednotlivých sérií zamítnuta nulová hypotéza, položená v kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií: „Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozičních kazet a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií“. Mezi výsledky některých z kazet byly v případě určitých parametrů nalezeny statisticky významné rozdíly v rámci jednotlivých sérií měření.

Tabulka 18: Výsledky Dunnové testu s Bonferroniho korekcí pro porovnání mediánů jednotlivých dvojic kazet, těch parametrů a sérií měření, u nichž byl zamítnut předpoklad o shodě mediánů (číslo před závorkou vyjadřuje rozdíl mediánů (výsledek párového Z-testu) příslušných kazet, v závorce je uvedena výsledná p-hodnota, výsledky se zamítnutou shodou mediánů jsou zvýrazněny červeně)

	Počátek křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Vrchol křivky Pk	Počátek křivky Pp	Vrchol křivky Pp	Vrchol křivky Pp
Číslo série	2. série	1. série	2. série	2. série	1. série	2. série
K1-K2	0,2 (> 0,999)	0,8 (> 0,999)	2,1 (0,247)	0,7 (> 0,999)	-1,4 (> 0,999)	-0,4 (> 0,999)
K1-K3	-3,6 (0,003)	3,3 (0,008)	2,5 (0,086)	-0,1 (> 0,999)	0,6 (> 0,999)	-0,9 (> 0,999)
K1-K4	-2,1 (0,248)	1,0 (> 0,999)	0,0 (> 0,999)	2,1 (0,302)	1,4 (> 0,999)	-0,2 (> 0,999)
K1-K5	0,8 (> 0,999)	2,3 (0,181)	1,6 (0,885)	3,6 (0,002)	2,6 (0,078)	2,1 (0,266)
K1-K6	-1,7 (0,632)	2,4 (0,137)	2,0 (0,339)	2,1 (0,250)	0,0 (> 0,999)	-0,7 (> 0,999)
K2-K3	-3,8 (0,001)	2,4 (0,110)	0,4 (> 0,999)	-0,8 (> 0,999)	2,0 (0,313)	-0,5 (> 0,999)
K2-K4	-2,4 (0,139)	0,1 (> 0,999)	-2,2 (0,223)	1,4 (> 0,999)	2,8 (0,042)	0,2 (> 0,999)
K2-K5	0,6 (> 0,999)	1,4 (> 0,999)	-0,6 (> 0,999)	2,9 (0,024)	4,0 (< 0,001)	2,5 (0,097)
K2-K6	-2,0 (0,383)	1,5 (0,953)	-0,1 (> 0,999)	1,4 (> 0,999)	1,4 (> 0,999)	-0,3 (> 0,999)
K3-K4	1,4 (> 0,999)	-2,3 (0,163)	-2,6 (0,076)	2,2 (0,220)	0,7 (> 0,999)	0,7 (> 0,999)
K3-K5	4,4 (< 0,001)	-1,0 (> 0,999)	-1,0 (> 0,999)	3,8 (0,001)	1,9 (0,389)	3,0 (0,021)
K3-K6	1,8 (0,505)	-0,9 (> 0,999)	-0,5 (> 0,999)	2,3 (0,181)	-0,6 (> 0,999)	0,2 (> 0,999)
K4-K5	3,0 (0,023)	1,3 (> 0,999)	1,6 (0,814)	1,6 (0,840)	1,2 (> 0,999)	2,3 (0,169)
K4-K6	0,4 (> 0,999)	1,4 (> 0,999)	2,0 (0,308)	0,1 (> 0,999)	-1,4 (> 0,999)	-0,5 (> 0,999)
K5-K6	-2,6 (0,078)	0,1 (> 0,999)	0,4 (> 0,999)	-1,5 (0,979)	-2,6 (0,079)	-2,8 (0,038)

11 Návrh predikčního modelu pro odhad degradace paměťových fólií

Pro jednotlivé kazety v obou sériích byly získány hodnoty sledovaných parametrů ze souboru v přílohách DP_data.xlsx. Hodnoceny byly stejné parametry jako v případě kapitoly 10 Analýza a hodnocení výsledků modelování efektu ionizujícího záření na paměťových fóliích. Predikční modely pro odhad degradace byly tedy vytvořeny pro intenzity šedi (-) 5 sledovaných parametrů (počátek křivky Pk, vrchol křivky Pk, konec křivky Pk, počátek křivky Pp a konec křivky Pp). Tyto modely byly vytvořeny pomocí kódu Predikce.m (nachází se v přílohách) v programu Matlab R2014a.

Pro každý parametr byly predikční modely vytvořeny dvěma různými způsoby. První z nich popisuje degradaci v závislosti na čísle série (tedy v závislosti na uplynulé době 5 měsíců), druhý popisuje degradaci v závislosti na příbytku počtu cyklů jednotlivých kazet mezi dvěma sériemi měření. V případě druhého způsobu bylo nutné také zjistit průměrné hodnoty počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření (pro 1. sérii byla v programu Matlab vypočítána hodnota 134 a pro 2. sérii 245).

11.1 Popis funkce použitého kódu

Kódem, vytvořeném v Matlabu, byly nejprve načteny veškeré potřebné informace ze souboru DP_data.xlsx a uloženy do proměnných. Dále byly zjištěny průměrné hodnoty sledovaných parametrů v první a druhé sérii pro všechny kazety. Pro každý parametr pak byly tyto průměrné hodnoty propojeny úsečkou, jejíž koeficienty byly zaznamenány pomocí funkce „polyfit“ (tato metoda využívá metody nejmenších čtverců pro nalezení nejvhodnější křivky, ale v případě propojení dvou bodů pouze prochází oběma body). Pomocí těchto koeficientů byly poté vytvořeny přímky, procházející oběma body, které pokračují až k ohraničení grafu. Pokračování těchto přímek mimo průměrné hodnoty představují predikční model pro jednotlivé kazety.

Pro predikci byl použit pouze lineární model, neboť v důsledku komplikací, zmíněných v kapitole 7.1 Návrh experimentu (pravidelné mazání počtu cyklů jednotlivých kazet v nemocnici), není znám celkový počet cyklů jednotlivých sérií, a proto také nelze nulový počet cyklů použít jako referenční bod. Při provedení další série měření by pravděpodobně bylo zjištěno, že skutečný průběh modelu není lineární, ale exponenciální nebo logaritmický.

Z predikčních modelů pro každou z kazet byly dále vytvořeny průměrné křivky pro každý z parametrů. Ty pak představují predikci průběhu degradace jednotlivých parametrů na každé z kazet. Pro tyto výsledné predikční modely byly také zaznamenány jejich funkční předpisy, ve tvaru (21), kde b značí intenzitu šedi parametru v počátku osy x , x odpovídá číslu série (resp. počtu cyklů), a je směrnici přímky (určuje její sklon) a $y_{parametr}$ označuje intenzitu šedi daného parametru (dle zvoleného x). Funkční předpisy konkrétních kazet lze vyčíst z pracovního prostoru (Workspace) při spuštění kódu Predikce.m v programu Matlab. Například funkční předpis pro predikci počátku křivky Pk 1. kazety lze nalézt pod jménem (Name) koef_poc_pk_1 (pro 2. způsob tvorby modelů koef2_poc_pk_1), obdobně jsou popsány také ostatní parametry a kazety. Výsledné predikce jsou značeny koef_poc_pk_prumer (pro 2. způsob tvorby modelů koef2_poc_pk_prumer) pro počátek křivky Pk a obdobně pro ostatní parametry.

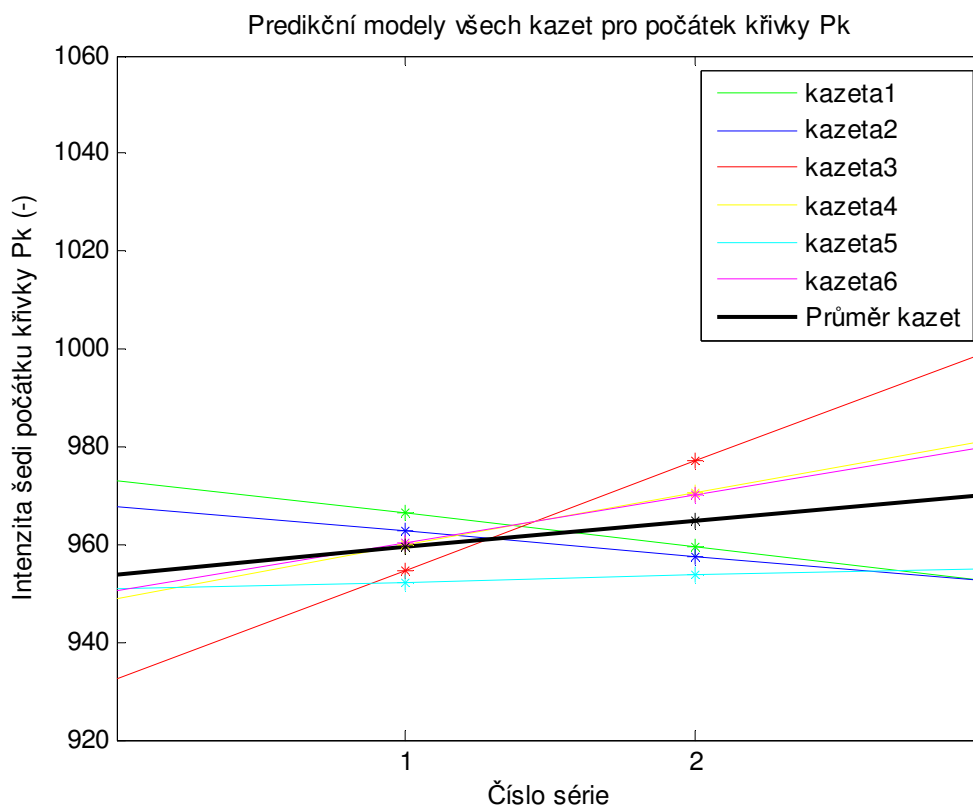
$$\text{Funkční předpis přímky} \quad y_{parametr} = a \cdot x + b \quad (21)$$

11.2 Predikční model degradace v závislosti na čísle série

Nejprve byly vytvořeny modely degradace v závislosti na čísle série (tedy v závislosti na uplynulé době 5 měsíců). Vzdálenost na ose x mezi 1. a 2. sérií u těchto predikčních modelů odpovídá časovému úseku 5 měsíců (1. série proběhla v říjnu roku 2017 a druhá v březnu roku 2018). Počátek osy x predikčních modelů v této podkapitole tedy odpovídá květnu roku 2017 a konec osy x odpovídá srpnu roku 2018. Tyto predikční modely v závislosti na čísle série byly vytvořeny z důvodu neznámého počtu celkových cyklů jednotlivých kazet, tedy absence nulového bodu kazet. V případě, že by byl tento nulový bod známý, bylo by možné vytvářet predikční modely ne zvlášť pro všechny kazety, ale právě jeden model, který by mohl výsledky kazet propojit podle této informace.

Funkční předpisy všech křivek v této podkapitole byly zaokrouhleny. Směrnice přímky a z rovnice (21) je zaokrouhlena u všech funkčních předpisů této podkapitoly na 1 desetinné místo a hodnota b také na 1 desetinné místo.

Jak již bylo popsáno v podkapitole 11.1 Popis funkce použitého kódu, přímky popisující jednotlivé kazety byly prodlouženy až do hranic grafů. Místa, ve kterých úsečky původně končily, jsou označeny barevnou hvězdičkou (*). Výsledný predikční model pro každý z parametrů je zobrazen v grafech na obrázcích černě a širší čarou a v legendě je označen jako „Průměr kazet“.

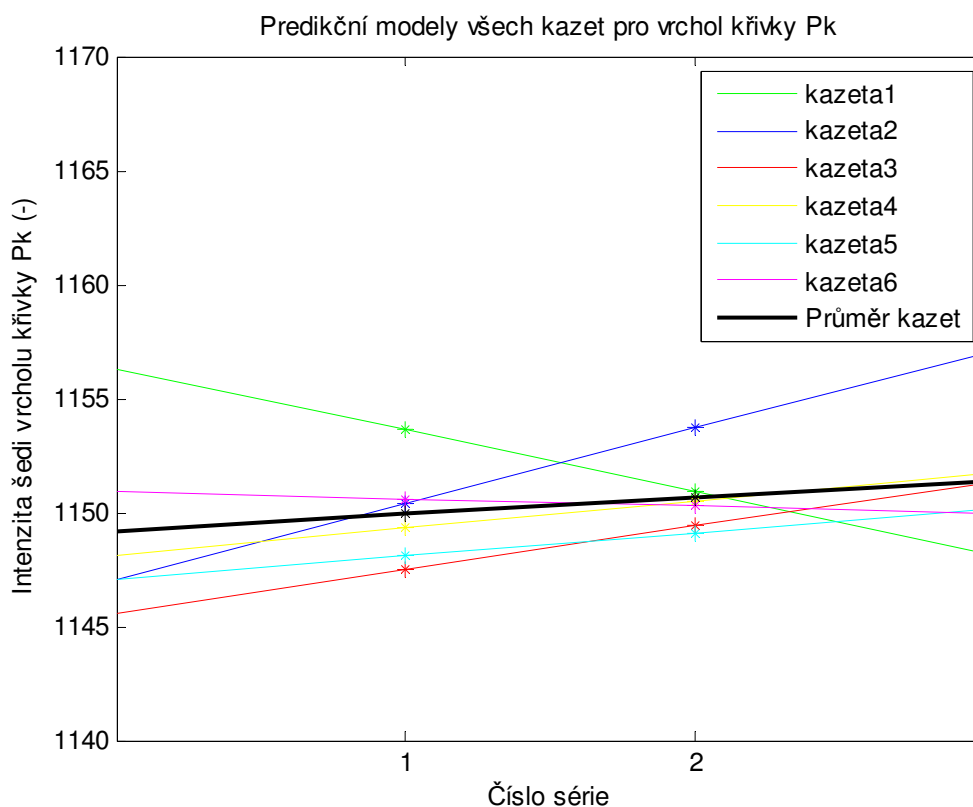


Obr. 50: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr počátek křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)

Predikční model parametru počátek křivky Pk v závislosti na čísle série je zobrazen na Obr. 50. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 1 a 2, a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (22). Kazeta 1 má nejmenší přírůstek cyklů mezi 1. a 2. sérií, což může být důvod, proč se v tomto obrázku chová jinak než většina ostatních kazet. V případě, že by na ní bylo provedeno více cyklů, je možné, že by v jejím případě také došlo k nárůstu intenzit šedi mezi 1. a 2. sérií. Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) počátku křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 5,4 každých 5 měsíců.

Funkční předpis predikčního

modelu pro počátek křivky Pk
$$y_{\text{poc_pk}} = 5,4 \cdot x + 953,9 \quad (22)$$



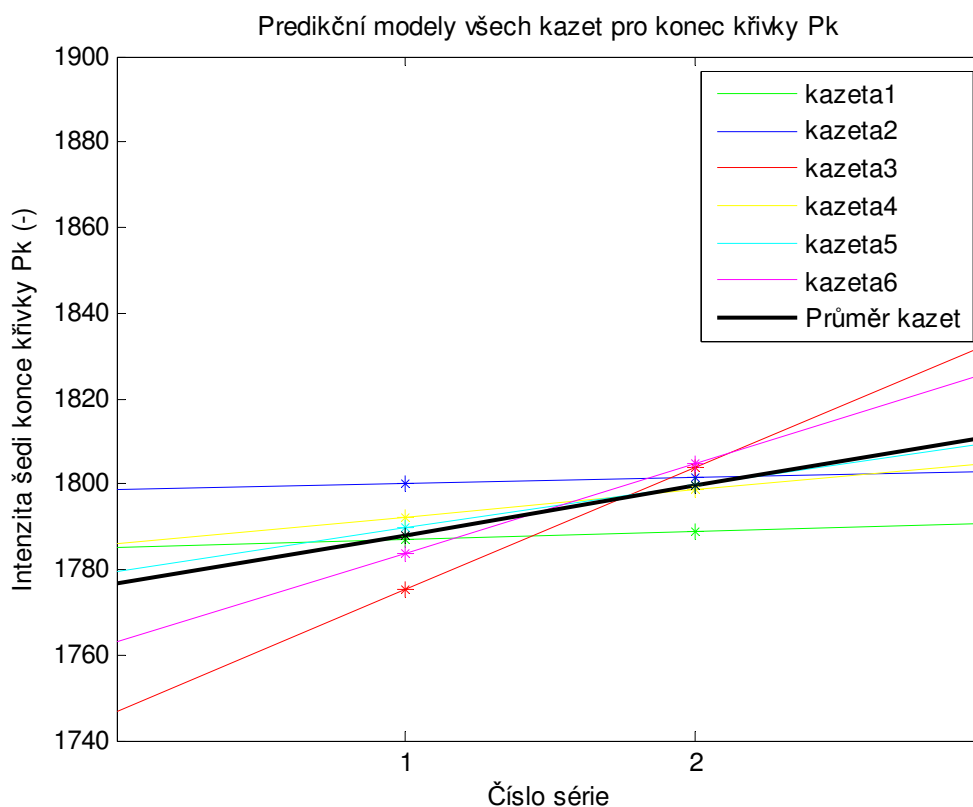
Obr. 51: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr vrchol křivky Pk všech kazet a jejich průměr (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)

Predikční model parametru vrchol křivky Pk v závislosti na čísle série je zobrazen na Obr. 51. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 1 a 6 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (23). Kazeta 1 má nejmenší přírůstek cyklů mezi 1. a 2. sérií, což může být důvod, proč se v tomto obrázku chová jinak, než většina ostatních kazet. V případě, že by

na ní bylo provedeno více cyklů, je možné, že by v jejím případě také došlo k nárůstu intenzit šedi mezi 1. a 2. sérií. Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) vrcholu křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,7 každých 5 měsíců.

Funkční předpis predikčního

modelu pro vrchol křivky Pk
$$y_{\text{vrch_pk}} = 0,7 \cdot x + 1149,2 \quad (23)$$

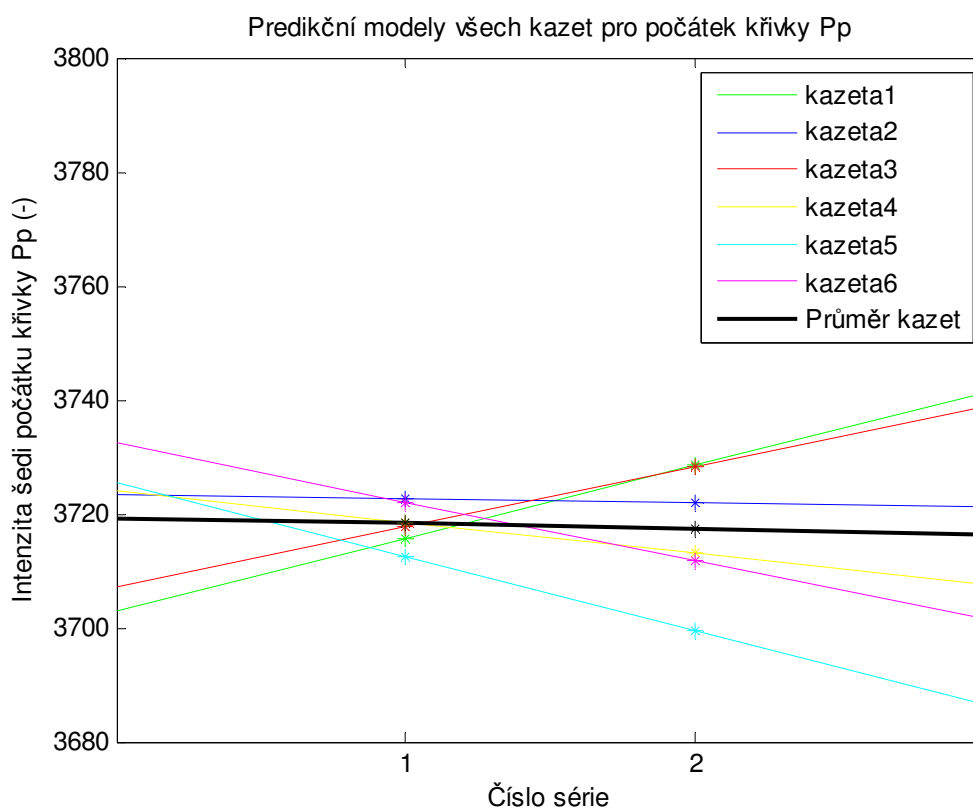


Obr. 52: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr konec křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)

Predikční model parametru konec křivky Pk v závislosti na čísle série je zobrazen na Obr. 52. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k nárůstu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u všech kazet. Průměr těchto přímek, představující predikční model pro tento parametr, proto také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (24). Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) konce křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 11,5 každých 5 měsíců.

Funkční předpis predikčního

modelu pro konec křivky Pk
$$y_{\text{kon_pk}} = 11,5 \cdot x + 1776,5 \quad (24)$$

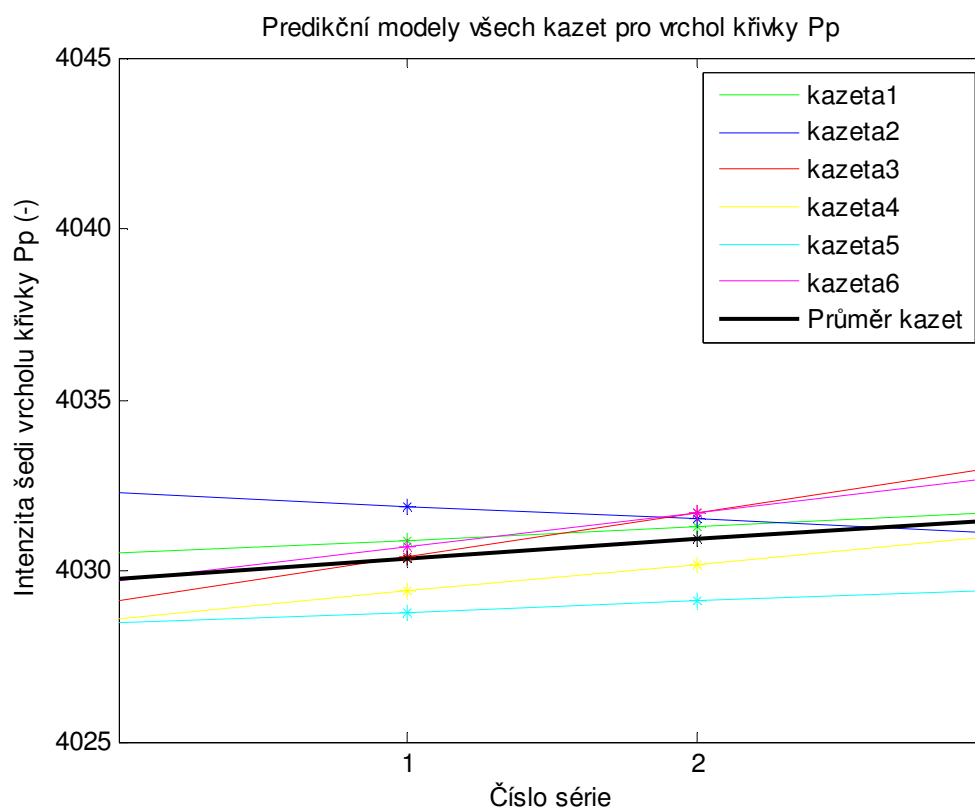


Obr. 53: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr počátek křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)

Predikční model parametru počátku křivky Pp v závislosti na čísle série je zobrazen na Obr. 53. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 2, 4, 5 a 6 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímek, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x velmi mírně klesá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (25). Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici na nich dochází ke snížení hodnoty intenzity šedi (-) počátku křivky Pp (tedy ke ztmavení tohoto parametru), a to přibližně o 1,0 každých 5 měsíců.

Funkční předpis predikčního

modelu pro počátek křivky Pp
$$y_{\text{poc_pp}} = -1,0 \cdot x + 3719,3 \quad (25)$$



Obr. 54: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na čísle série pro parametr vrchol křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v jednotlivých sériích)

Predikční model parametru vrchol křivky Pp v závislosti na čísle série je zobrazen na Obr. 54. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazety 2 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (26). Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) vrcholu křivky Pp (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,6 každých 5 měsíců.

Funkční předpis predikčního

$$\text{modelu pro vrchol křivky Pp} \quad y_{\text{vrch_pp}} = 0,6 \cdot x + 4029,8 \quad (26)$$

Poznatky popsané v průběhu této podkapitoly potvrzují výsledky statistické analýzy, že s výjimkou parametru počátek křivky Pp dochází po 5 měsících používání kazet ke snížení jejich citlivosti na rentgenové záření. Tímto je i v této podkapitole zamítnuta hypotéza, popsaná v kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií: „Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.“ Závislost mezi 5 měsíci používání kazet během dvou sérií (s určitým počtem expozic) a změnou intenzit šedi kazet byla objevena. Nejvýraznější rozdíl (nárůst intenzit) byl objeven u parametrů počátek a konec křivky Pk.

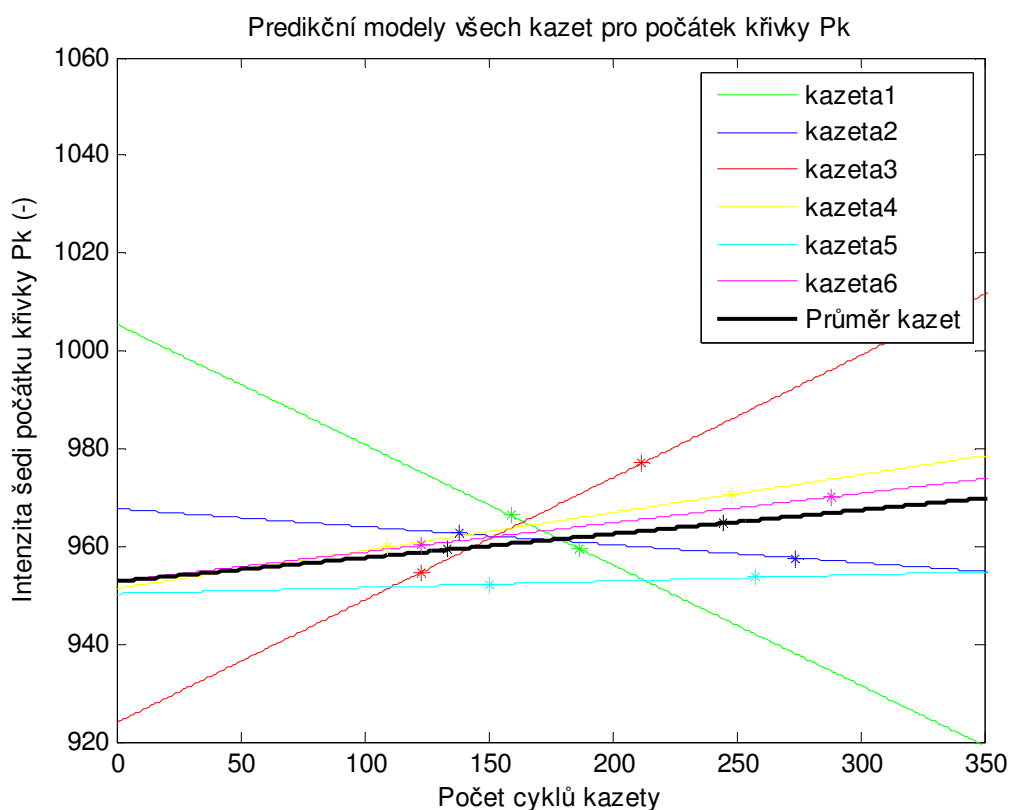
11.3 Predikční model degradace v závislosti na počtu cyklů kazet

Dále byly vytvořeny modely degradace v závislosti na přírůstku počtu cyklů jednotlivých kazet mezi dvěma sériemi měření (tedy v závislosti na počtu cyklů, které byly na jednotlivých kazetách provedeny před 1. sérií měření (v říjnu) a před 2. sérií měření (v březnu)). Osa x pak popisuje počty cyklů jednotlivých kazet, její rozmezí bylo zvoleno od hodnoty 0 do hodnoty 350. Počátek osy x predikčních modelů v této podkapitole tedy odpovídá době, kdy byly počty cyklů všech kazet vynulovány z nemocničního systému. Počty cyklů jednotlivých kazet a zmíněné komplikace s nulováním cyklů byly již popsány v kapitole 7.1 Návrh experimentu.

Predikční modely v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet byly vytvořeny pro snazší interpretaci vlivu příbytku počtu cyklů mezi oběma sériemi měření. V případě, že by byl znám celkový počet cyklů jednotlivých kazet, bylo by možné hodnotit také vliv stáří kazet na jejich degradaci. Tím by také mohl být zvolen jiný typ modelu než lineární. Například by model mohl prezentovat, zda dochází u kazet, jež absolvovaly větší počet cyklů, k nárůstu nebo poklesu degradace.

Funkční předpisy všech křivek v této podkapitole byly zaokrouhleny. Směrnice přímky a z rovnice (21) je zaokrouhlena u všech funkčních předpisů této podkapitoly na 3 desetinná místa a hodnota b na 1 desetinné místo.

Jak již bylo popsáno v podkapitole 11.1 Popis funkce použitého kódu, přímky popisující jednotlivé kazety byly prodlouženy až do hranic grafů. Místa, ve kterých úsečky původně končily, jsou označena barevnou hvězdičkou (*) a v této podkapitole jsou umístěna podle počtu cyklů jednotlivých kazet. Pro vykreslení výsledného predikčního modelu bylo nutné vypočítat průměrné hodnoty počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření (pro 1. sérii byla výsledná hodnota 134 a pro 2. sérii 245). Výsledný predikční model pro každý z parametrů je zobrazen v grafech na obrázcích černě a širší čarou a v legendě je označen jako „Průměr kazet“.



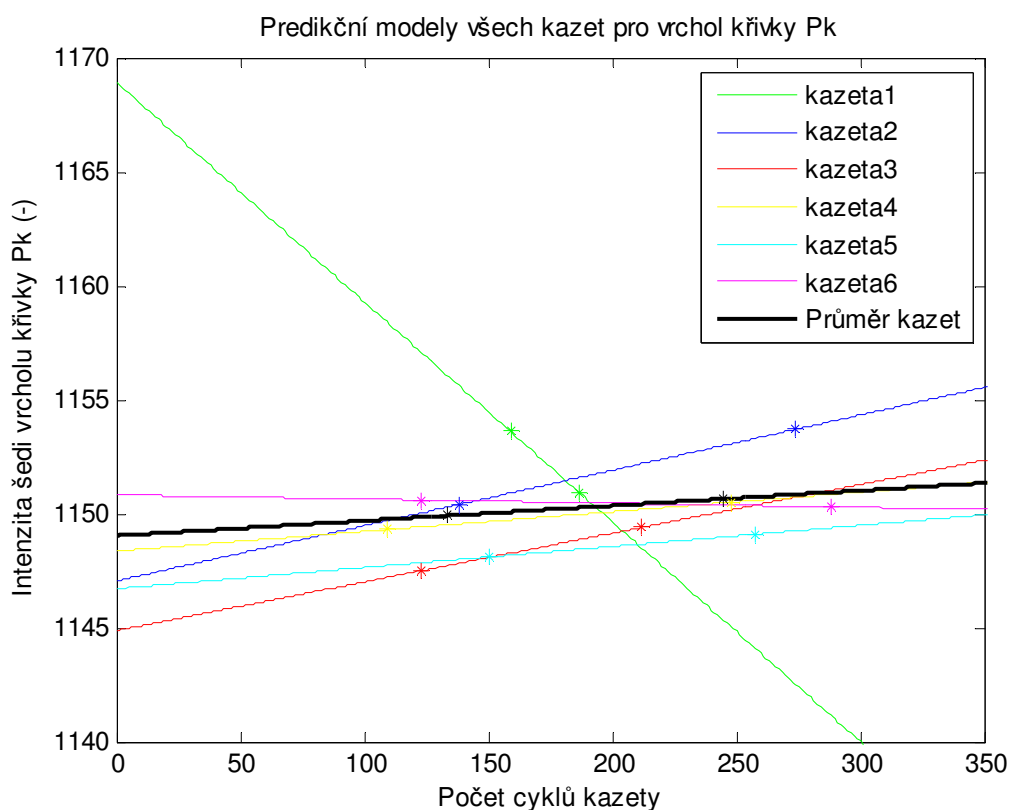
Obr. 55: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr počátek křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)

Predikční model parametru počátek křivky Pk v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet je zobrazen na Obr. 55. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 1 a 2 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (27). Kazeta 1 má nejmenší přírůstek cyklů mezi 1. a 2. sérií, což je z tohoto obrázku zřejmé. Tento malý přírůstek může být důvod, proč se v tomto obrázku chová jinak, než většina ostatních kazet. V případě, že by na ní bylo provedeno více cyklů, je možné, že by v jejím případě také došlo k nárůstu intenzit šedi mezi 1. a 2. sérií měření.

Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici (111 cyklů za 5 měsíců) na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) počátku křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,049 s každým cyklem, který kazeta absolvuje. V přepočtu na průměrných 111 cyklů výsledného modelu za 5 měsíců je nárůst hodnot intenzit šedi roven 5,439.

Funkční předpis 2. predikčního

modelu pro počátek křivky Pk
$$y_{\text{poc_pk}} = 0,049 \cdot x + 952,8 \quad (27)$$



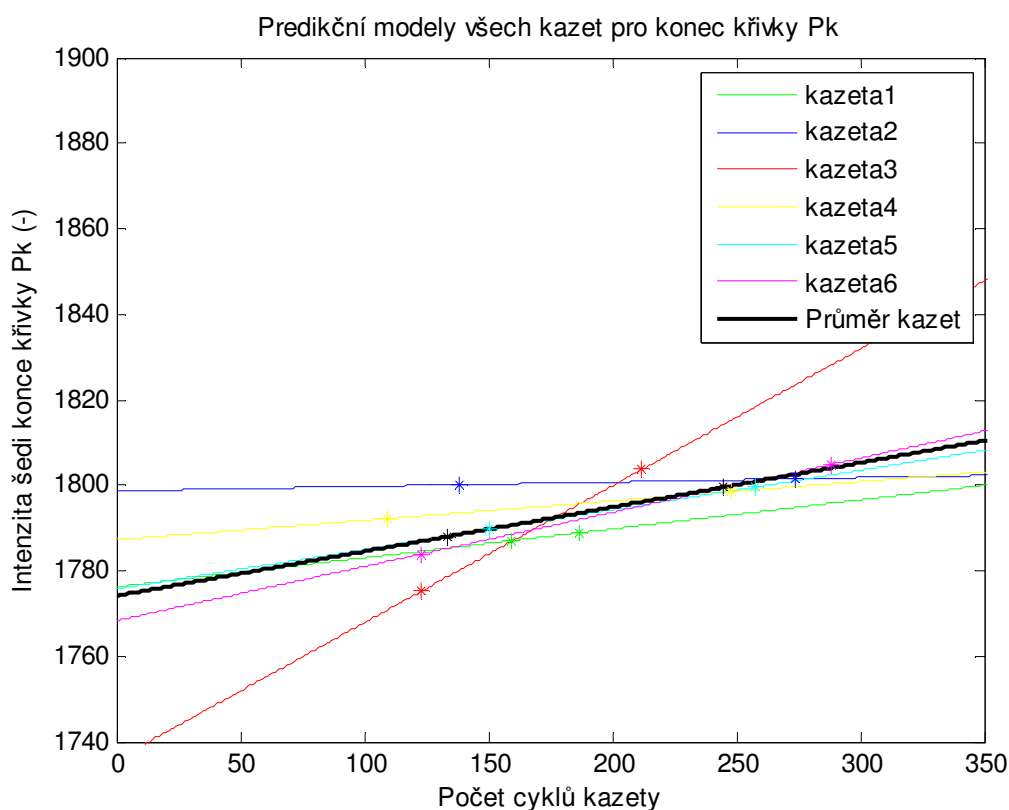
Obr. 56: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr vrchol křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)

Predikční model parametru vrchol křivky Pk v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet je zobrazen na Obr. 56. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 1 a 6 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (28). Kazeta 1 má nejmenší přírůstek cyklů mezi 1. a 2. sérií, což je z tohoto obrázku zřejmé. Tento malý přírůstek může být důvod, proč se v tomto obrázku chová extrémně odlišně oproti ostatním kazetám. V případě, že by na ní bylo provedeno více cyklů, je možné, že by v jejím případě také došlo k nárůstu intenzit šedi mezi 1. a 2. sérií měření.

Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici (111 cyklů za 5 měsíců) na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) vrcholu křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,007 s každým cyklem, který kazeta absolvuje. V přepočtu na průměrných 111 cyklů výsledného modelu za 5 měsíců je nárůst hodnot intenzit šedi roven 0,777.

Funkční předpis 2. predikčního

$$\text{modelu pro vrchol křivky Pk} \quad y_{\text{vrch_pk}} = 0,007 \cdot x + 1149,0 \quad (28)$$



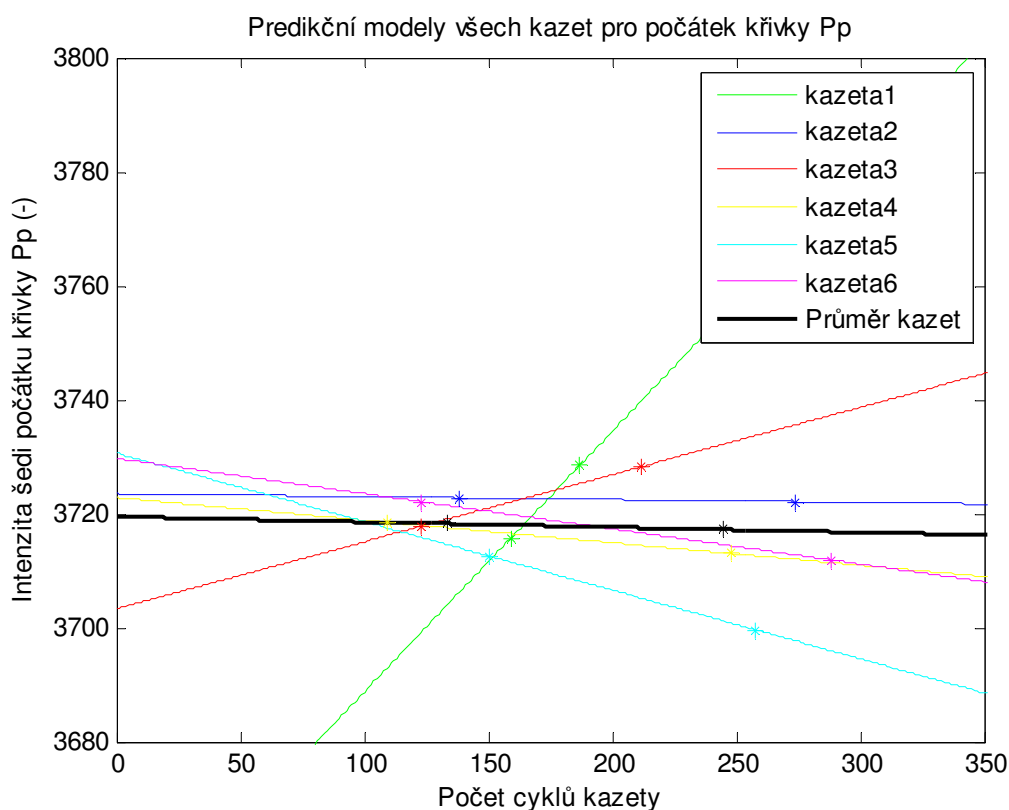
Obr. 57: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr konec křivky Pk (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)

Predikční model parametru konec křivky Pk v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet je zobrazen na Obr. 57. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k nárůstu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u všech kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (29).

Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici (111 cyklů za 5 měsíců) na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) konce křivky Pk (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,104 s každým cyklem, který kazeta absolvuje. V přepočtu na průměrných 111 cyklů výsledného modelu za 5 měsíců je nárůst hodnot intenzit šedi roven 11,544.

Funkční předpis 2. predikčního

$$\text{modelu pro konec křivky Pk} \quad y_{\text{kon_pk}} = 0,104 \cdot x + 1774,1 \quad (29)$$



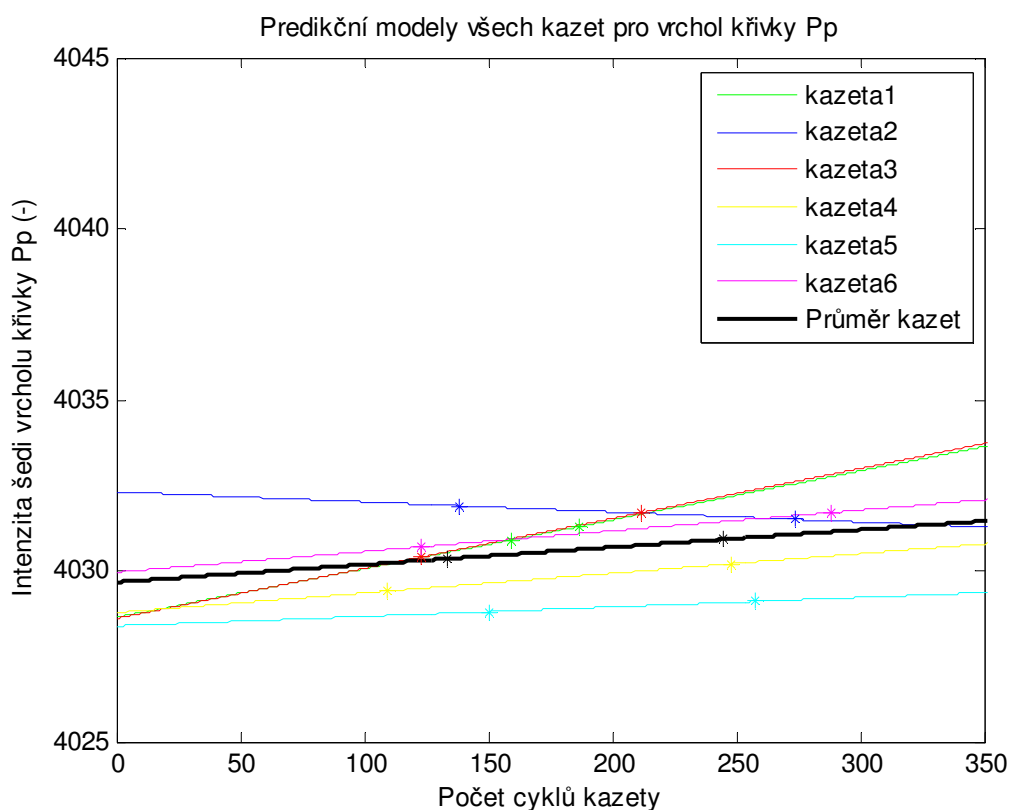
Obr. 58: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr počátek křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)

Predikční model parametru počátek křivky Pp v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet je zobrazen na Obr. 58. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazet 2, 4, 5 a 6 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, s přibývajícím hodnotou na ose x klesá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (30). Kazeta 1 má nejmenší přírůstek cyklů mezi 1. a 2. sérií, což je z tohoto obrázku zřejmé. Tento malý přírůstek může být důvod, proč se v tomto obrázku chová jinak, než většina ostatních kazet.

Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici (111 cyklů za 5 měsíců) na nich dochází ke snížení hodnoty intenzity šedi (-) počátku křivky Pp (tedy ke ztmavení tohoto parametru), a to přibližně o 0,009 s každým cyklem, který kazeta absolvuje. V přepočtu na průměrných 111 cyklů výsledného modelu za 5 měsíců je pokles hodnot intenzit šedi roven 0,999.

Funkční předpis 2. predikčního

modelu pro počátek křivky Pp
$$y_{\text{poc_pp}} = -0,009 \cdot x + 3719,5 \quad (30)$$



Obr. 59: Predikční modely jednotlivých kazet a jejich průměr v závislosti na počtu cyklů pro parametr vrchol křivky Pp (hvězdičky zobrazují průměr výsledků intenzit šedi (-) příslušné kazety v závislosti na počtu cyklů v 1. a 2. sérii měření)

Predikční model parametru vrchol křivky Pp v závislosti na počtu cyklů jednotlivých kazet je zobrazen na Obr. 59. Z obrázku je patrné, že v případě tohoto parametru dochází k poklesu intenzity šedi (-) mezi 1. a 2. sérií dat u kazety 2 a k jejímu nárůstu u všech ostatních kazet. Průměr těchto přímk, představující predikční model pro tento parametr, také s přibývajícím hodnotou na ose x narůstá. Funkční předpis tohoto predikčního modelu zobrazuje rovnice (31).

Lze předpokládat, že při používání CR kazet v nemocnici (111 cyklů za 5 měsíců) na nich dochází ke zvýšení hodnoty intenzity šedi (-) vrcholu křivky Pp (tedy k zesvětlení tohoto parametru), a to přibližně o 0,005 s každým cyklem, který kazeta absolvuje. V přepočtu na průměrných 111 cyklů výsledného modelu za 5 měsíců je nárůst hodnot intenzit šedi roven 0,555.

Funkční předpis 2. predikčního

$$\text{modelu pro vrchol křivky Pp} \quad y_{\text{vrch_pp}} = 0,005 \cdot x + 4029,7 \quad (31)$$

Poznatky popsané v průběhu této podkapitoly potvrzují výsledky statistické analýzy, že s výjimkou parametru počátek křivky Pp dochází s rostoucím počtem cyklů kazet ke snížení jejich citlivosti na rentgenové záření. Tímto je i v této podkapitole zamítnuta hypotéza, popsaná v kapitole 7.2.2 Vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií: „Působení ionizujícího záření nemá vliv na kvalitu paměťových fólií. Není závislost mezi počtem expozic kazety a zhoršením kvality obrazu paměťových fólií.“ Závislost mezi nárůstem počtem expozic a změnou intenzit šedi kazet byla objevena. Nejvýraznější rozdíl (nárůst intenzit) byl objeven u parametrů počátek a konec křivky Pk.

Závěr

Cílem této práce bylo vyhodnotit vliv ionizujícího záření na degradaci paměťových fólií. Existují práce, které se zabývají vlivem vzdálenosti na změnu výsledného obrazu, nebo například vlivem časové prodlevy mezi expozicí a vyvoláním obrazu na kvalitu tohoto obrazu. Ale problematikou zhoršení kvality obrazu vlivem degradace samotných záznamových médií se doposud nikdo nezabýval. Proto byla v této práci zkoumána závislost degradace na počtu cyklů jednotlivých sledovaných kazet.

Základem pro tato hodnocení byl design a realizace experimentálních měření na sledovaných skiagrafických kazetách. Pro všechny snímky bylo zvoleno konstantní nastavení přístroje i celého pracoviště. Bylo provedeno 10 měření na 6 skiagrafických kazetách ve dvou sériích, z nichž jedna proběhla v říjnu a druhá v březnu. Pro měření bylo zvoleno využití primárního svazku rentgenového záření, proto nemělo význam provádět výsledky v různých vzdálenostech. Při různých vzdálenostech by byly výsledky všech hodnot pouze posunuty do jiné oblasti intenzit šedi. Byla zvolena optimální vzdálenost a expoziční hodnoty tak, aby obraz vyhovoval pro hodnocení, tedy aby pozadí kazety nabývalo různých intenzit šedi. Pro hodnocení také další oblasti intenzity šedi byla zvolena rovněž druhá sledovaná oblast na kazetách, kterou byl pryžový plátek.

V průběhu práce se vyskytla komplikace, a to vynulování celkového počtu cyklů všech kazet ještě před započítáním experimentu. Nebylo tedy možné provést analýzu se znalostí nulových bodů jednotlivých kazet a posoudit tak, zda například dochází k větší degradaci v případě kazet s větším počtem absolvovaných cyklů. Dále proto bylo možné hodnotit výsledky pouze v závislosti na přibývajícím počtu cyklů jednotlivých kazet mezi 1. a 2. sérií. Porovnávání výsledků mezi všemi kazetami v jednotlivých sériích nemohlo být podloženo informací o celkovém počtu jejich cyklů.

Výsledná data byla hodnocena pomocí aproximačních modelů, statistické analýzy a predikčních modelů. Již vizuálním porovnáváním výsledků aproximace jsou zřetelné rozdíly mezi jednotlivými kazetami a také mezi 1. a 2. sérií konkrétních kazet. Tyto rozdíly byly dále objektivně hodnoceny pomocí výpočtů hodnotících parametrů. Byly zde také vytvořeny modely, které znázorňují předpokládanou degradaci po uplynutí dalšího časového úseku 5 měsíců. Největších změn mezi oběma sériemi dosahovala kazeta číslo 3.

Statistickou analýzou bylo hodnoceno 5 důležitých parametrů, získaných pro každý ze snímků. Byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými kazetami a také mezi 1. a 2. sérií konkrétních kazet. Také zde byly výsledky zobrazeny v přehledných grafech, ze kterých lze tyto rozdíly vyčíst. Statisticky významné rozdíly mezi 1. a 2. sérií dat byly objeveny alespoň u jednoho z důležitých parametrů v případě kazet 3, 4, 5 a 6. Maximální rozdíl mediánů intenzit šedi mezi těmito dvěma sériemi byl 3,6. Z výsledků vyplývá, že s výjimkou jednoho ze sledovaných parametrů, dochází u těchto kazet mezi 1. a 2. sérií měření k nárůstu intenzit šedi (obraz je světlejší).

Pomocí predikčních modelů pak byly vytvořeny předpokládané průběhy jednotlivých sledovaných parametrů. Byly vytvořeny jak v závislosti na čísle série, tak v závislosti na počtu cyklů. Z výsledků pak vyplývá, jaký nárůst intenzit šedi lze na kazetách v průměru očekávat. Pro jeden z parametrů byla tato hodnota očekávaného nárůstu až 11,544 intenzit šedi. Pro zbývající se pak pohybovala mezi hodnotami 0,555 až 5,439. Pro predikci byl zvolen lineární model z důvodu neznámých celkových počtů cyklů jednotlivých kazet. V případě, že by byly tyto nulové body známy, bylo by možné vytvořit model, který by lépe odpovídal tomu skutečnému.

Z výsledků je zřejmé, že v průběhu používání kazet na nich dochází k degradaci, která byla vyhodnocena za statisticky významnou již po tak krátké době, jako je 5 měsíců. V práci bylo více způsobů prokázáno, že 2. série měření dosahuje ve většině případů vyšších hodnot intenzit šedi (je světlejší). Z tohoto poznatku vyplývá, že s rostoucím počtem cyklů kazet dochází ke snížení jejich citlivosti na rentgenové záření.

Rozdíly, které byly v průběhu práce objeveny, byly vyhodnoceny jako statisticky významné, ale v poměru k celkovému rozsahu intenzity šedi, nejsou markantní. Zda může nebo nemůže tento posun intenzit šedi ovlivnit hodnocení lékaře v nemocnici, je již na jejich posouzení. Tato otázka také závisí na tom, zda bude rychlost degradace stoupat, nebo naopak klesat, což lze zjistit při další sérii měření.

Tato práce je vhodná pro další zkoumání. V první řadě by bylo vhodné při dalším řešení problematiky této práce provést 3. sérii měření po dalších 5 měsících od 2. série. Díky tomu by mohl být získán 3. bod pro tvorbu modelů a mohl by být upřesněn jejich skutečný průběh. Skutečný průběh pravděpodobně nebude lineární, jak již bylo zmíněno, ale pravděpodobně bude mít exponenciální nebo logaritmický průběh. Tento model lze vygenerovat pomocí kódů, přiložených k této práci.

Dále by mohlo být užitečné zabývat se tím, zda se s přibývajícími cykly kazet mění struktura nebo složení kazet. Touto problematikou by se mohla zabývat fakulta metalurgie a materiálového inženýrství.

V neposlední řadě by bylo vhodné, kdyby se někdo zabýval podobným výzkumem také na flat panelech. Pokud by vykazovaly znatelně lepší výsledky, měly by být tyto výzkumy předány nemocnicím jako podnět, proč urychlit přechod na používání flat panelů.

Seznam použité literatury

- [1] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical image analysis*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, c2005. Biomedical engineering series (Boca Raton, Fla.). ISBN 08-493-9695-6.
- [2] PHAM, Dzung L., Chenyang XU a Jerry L. PRINCE. Current Methods in Medical Image Segmentation. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2000, **2**(1), 315-337. DOI: 10.1146/annurev.bioeng.2.1.315. ISSN 1523-9829. Dostupné také z: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.bioeng.2.1.315>
- [3] KAUR, Ramandeep a Jaswinder KAUR. Current Methods in Medical Image Segmentation: A Review. *Conference Proceedings*. 2014.
- [4] PRASTAWA, Marcel, Elizabeth BULLITT a Guido GERIG. Simulation of brain tumors in MR images for evaluation of segmentation efficacy. *Medical Image Analysis*. 2009, **13**(2), 297-311. DOI: 10.1016/j.media.2008.11.002. ISSN 13618415. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1361841508001357>
- [5] SONKA, M., V. HLAVAC a R. BOYLE. *Image processing, analysis, and machine vision*. 2nd ed. Pacific Grove, CA: PWS Pub., c1999. ISBN 05-349-5393-X.
- [6] MIKULKA, Jan. *Segmentační metody ve zpracování biomedicínských obrazů* [online]. Brno, 2011 [cit. 2017-10-01]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/4086>. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav teoretické a experimentální elektrotechniky. Vedoucí práce Eva Gescheidtová.
- [7] LITSCHMANNOVÁ, Martina. 2011, *Úvod do statistiky, VŠB-TU Ostrava, multimediální výukový materiál vyhotovený v rámci projektu „Matematika pro inženýry 21. století“* (CZ.1.07/2.2.00/07.0332)
- [8] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.
- [9] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [10] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.
- [11] ULLMANN, Vojtěch. *AstroNuklFyzika: - jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie* - [online]. [cit. 2017-09-06]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>
- [12] ŠVEC, Jiří. *Radiační ochrana: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-571-6.
- [13] *Ionizing Radiation* [online]. West Lafayette, Indiana, Purdue University: Bodner Research Web, 1999 [cit. 2017-09-06]. Dostupné z: <http://chemed.chem.purdue.edu/genchem/topicreview/bp/ch23/radiation.php#top>
- [14] KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.
- [15] KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. ISBN 80-865-7109-2.
- [16] PETROVÁ, Karla. Nový atomový zákon a prováděcí předpisy. *Státní úřad pro jadernou bezpečnost* [online]. Praha: Seminář pro lektory kurzů ZOZ, 2017 [cit. 2017-07-22]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/seminare/NAZ_kurzy/NAZ_NOVRO_2017_petrova.pdf
- [17] KUBÍČEK, Jan. *Zpracování medicínských obrazových dat*. Opava: Slezská univerzita v Opavě, Filozoficko-přírodovědecká fakulta, Ústav fyziky, 2014. ISBN 978-80-7248-941-1.
- [18] VŠETIČKA, Václav. *Digitální filtry pro obrazová data*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [19] WALEK, P., M. LAMOŠ a J. JAN. *Analýza biomedicínských obrazů: Počítačová cvičení*. První. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních

- technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2013. ISBN 978-80-214-4792-9. Dostupné také z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/sites/default/files/news/fabo.pdf>
- [20] RYCHTÁŘOVÁ, Lenka. *Nástroje pro vytváření 3D modelů člověka*. Plzeň, 2016. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni Fakulta aplikovaných věd Katedra informatiky a výpočetní techniky.
- [21] JYOTHSNA, C. a G.R. UDUPI. Adaptive K-Means Clustering for Medical Image Segmentation. *International Journal of Technical Research and Applications*. 2015, (31), 15-21. ISSN 2320-8163. Dostupné také z: <http://www.ijtra.com/special-issue-view/adaptive-k-means-clustering-for-medical-image-segmentation.pdf>
- [22] JANOVIČ, Tomáš. *Tvarová klasifikace pro detekci chybně segmentovaných kostí v CT datech*. Brno, 2014. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.
- [23] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-010-2114-9.
- [24] Operace s obrazem. *Lékařská fakulta, Masarykova univerzita* [online]. Brno, 2017 [cit. 2017-08-14]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/Obraz.pdf>
- [25] ŠPANĚL, Michal a Vítězslav BERAN. *Obrazové segmentační techniky* [online]. Brno, 2006 [cit. 2017-10-11]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>
- [26] VODÁKOVÁ, Andrea. *Vliv sekundárního rentgenového záření na kvalitu skiagrafických snímků* [online]. 2017 [cit. 2017-07-12]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/119035>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [27] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 9780781780575.
- [28] ALBRECHT, S., J. BUSCH, M. KLOPPENBURG, F. METZE a P. TAVAN. Generalized radial basis function networks for classification and novelty detection: self-organization of optimal Bayesian decision. *Neural Networks*. 2000, **13**, 1075-1093.
- [29] STEGMANN M. B.: *Active Appearance Models*. Technical University of Denmark, Lyngby, 2004. Dostupné z: http://math.berkeley.edu/~sethian/level_set.html
- [30] TurtleSeg [online]. University of British Columbia: Oxipita Inc, c2010-2016 [cit. 2017-10-05]. Dostupné z: <http://www.turtleseg.org>.
- [31] WANG, Xiaoru, Junping DU, Shuzhe WU, Xu LI a Fu LI. Cluster Ensemble-Based Image Segmentation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 2013, **10**(7), 297-. DOI: 10.5772/56769. ISSN 1729-8814. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.5772/56769>
- [32] R. KASE, Kenneth, Goran K. SVENSSON, Anthony B. WOLBARST a Michael A. MARKS. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Radiation Oncology Biology Physics*. 1983(9), 1177-1183.
- [33] GUO, Wei ya, Xiao fei WANG a Xue zhi XIA. Two-dimensional Otsu's thresholding segmentation methodbased on grid box filter. *Optik: International Journal for Light and Electron Optics* [online]. 2014, 2014(125), 7 [cit. 2017-10-06]. Dostupné z: www.elsevier.de/ijleo
- [34] HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. *Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice: učební text: studijní materiály pro studijní obor Měřicí a řídicí*

- technika, Elektronika Fakulty elektrotechniky a informatiky*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN 978-80-248-2596-0.
- [35] KAJAN, S., I. SEKAJ a M. LAJTMAN. *Cluster Analysis Applications in Matlab Using Kohonen Network*. Slovak Republic: Institute of Control and Industrial Informatics, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Slovak University of Technology in Bratislava, 2017.
 - [36] BANKMAN, I. N. *Handbook of medical imaging: processing and analysis*. San Diego, CA: Academic Press, c2000. ISBN 01-207-7790-8.
 - [37] KUBICEK, J., VALOSEK, J., PENHAKER, M., BRYJOVA, I. *Extraction of chondromalacia knee cartilage using multi slice thresholding method* (2016) Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering, LNICST, 165, pp. 395-403.
 - [38] LIMPOUCH, Jiří. *Aproximace funkcí* [online]. Praha: ČVUT Praha - Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská Katedra fyzikální elektroniky [cit. 2017-10-26]. Dostupné z: <http://kfe.fjfi.cvut.cz/~limpouch/numet/aprox.pdf>
 - [39] KUČERA, Radek. *Interpolace a aproximace funkcí* [online]. VŠB-TUO Ostrava [cit. 2017-10-26]. Dostupné z: <http://homel.vsb.cz/~kuc14/textyNM/kap5.pdf>
 - [40] GABRIEL, Petr. *Klasifikace objektů v obrazech*. Brno, 2009. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky.
 - [41] OHNIŠŤOVÁ, Petra. *Pětiosé frézování s polynomiální trajektorií*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie.
 - [42] PTÁČEK, Ondřej. *Úprava digitálních obrazů* [online]. 2013 [cit. 2017-10-26]. Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/2682845/>
 - [43] KHANMOHAMMADI, Sina a Chun-An CHOU. A Gaussian mixture model based discretization algorithm for associative classification of medical data. *Expert Systems with Applications*. 2016, **58**, 119-129. DOI: 10.1016/j.eswa.2016.03.046. ISSN 09574174. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417416301440>
 - [44] CHEN, Guangyong, Fengyuan ZHU a Pheng Ann HENG. An Efficient Statistical Method for Image Noise Level Estimation. *2015 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*. IEEE, 2015, 477-485. DOI: 10.1109/ICCV.2015.62. ISBN 978-1-4673-8391-2. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7410419/>
 - [45] ČERMÁK, Libor a Rudolf HLAVIČKA. *Numerické metody* [online]. HLAVIČKA, Rudolf. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav matematiky [cit. 2017-10-27]. Dostupné z: <http://mathonline.fme.vutbr.cz/UploadedFiles/240.pdf>
 - [46] ČERNOCKÝ, Jan, Mirko HANNEMANN a Karel VESELÝ. *Klasifikace, Gaussian Mixture Models GMM* [online]. FIT VUT Brno, 2011 [cit. 2017-10-27].
 - [47] SUNDARAVADIVU, K., A. SADEESHKUMAR a M. NIVETHITHA DEVI. Segmentation of Noise Stained Gray Scale Images with Otsu and Firefly Algorithm. *Indian Journal of Science and Technology*. 2016, **9**(22), -. DOI: 10.17485/ijst/2016/v9i22/89934. ISSN 0974-5645. Dostupné také z: <http://www.indjst.org/index.php/indjst/article/view/89934>
 - [48] REYNOLDS, Douglas. *Gaussian Mixture Models*. MIT Lincoln Laboratory. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.208.1887&rep=rep1&type=pdf>
 - [49] *Numerical Methods Lecture 5 - Curve Fitting Techniques* [online]. 2009 [cit. 2017-10-27]. Dostupné z: <http://web.iitd.ac.in/~pmvs/courses/mel705/curvefitting.pdf>
 - [50] MOŠOVÁ, Michaela. *Trvanlivost latentního obrazu na kazetách pro nepřímou digitalizaci obrazu*. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. Ostravská univerzita v Ostravě, Lékařská fakulta, Ústav zobrazovacích metod. Vedoucí práce Ing. Mgr. Karol Korhelík.
 - [51] RTG zařízení. Katedra fyzikální chemie Univerzita Palackého v Olomouci [online]. [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: http://fch.upol.cz/skripta/zfcm_pred7_RTG.pdf
 - [52] BURIAN, Martin. *Porovnání přímé a nepřímé digitalizace vztažená na radiační zátěž pacientů*. Brno, 2013. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Katedra radiologických metod.

- [53] NEDBAL, Pavel. *Analogová a digitální skiografie: RTG záření* [online]. Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň, 2016 [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/PavelNedbal/06-rtg-zen>
- [54] *Carestream, CR Cassettes*. Rochester, NY, 2011. Dostupné také z: http://www.spectrumxray.com/sites/default/files/pdfs/2-8_DirectView-CR&ACR-Cassette.pdf
- [55] SHETTY, Chandrakant Manmath, Ashita BARTHUR, Avinash KAMBADAKONE, Nilna NARAYANAN a Rajagopal KV. Computed Radiography Image Artifacts Revisited. *American Journal of Roentgenology*. 2011, **196**(1), W37-W47. DOI: 10.2214/AJR.10.5563. ISSN 0361-803x. Dostupné také z: <http://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.10.5563>
- [56] ERKONEN, WILLIAM E. a VINCENT A. MAGNOTTA. Radiography, Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Ultrasonography: Principles and Indications. *Radiology Key* [online]. 2016 [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/radiography-computed-tomography-magnetic-resonance-imaging-and-ultrasonography-principles-and-indications/>
- [57] Image Receptors. *Veterian Key* [online]. 2016 [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: <https://veteriankey.com/image-receptors/>
- [58] KÖRNER, Markus, Christof H. WEBER, Stefan WIRTH, Klaus-Jürgen PFEIFER, Maximilian F. REISER a Marcus TREITL. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics*. 2007, **27**(3), 675-686. DOI: 10.1148/rg.273065075. ISSN 0271-5333. Dostupné také z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.273065075>
- [59] SEGGERN, Heinz von. Photostimulable x-ray storage phosphors: a review of present understanding. *Brazilian Journal of Physics*. 1999, **29**(2), 254-268. DOI: 10.1590/S0103-97331999000200008. ISSN 0103-9733. Dostupné také z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-97331999000200008
- [60] MUSÍLEK, Ladislav. Jaderná fyzika a energetika: Velké dávky záření. *Třípól* [online]. 2011 [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: <http://www.3pol.cz/cz/rubriky/jaderna-fyzika-a-energetika/542-velke-davky-zareni>
- [61] *Interakce laserů s materiálem* [online]. [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/5633200/>
- [62] ŘIHÁKOVÁ, Lenka. *Možnosti využití laseru v lékařství*. Olomouc, 2012. Dostupné také z: https://theses.cz/id/7ewoew/Rihakova_Moznosti_vyuziti_laseru_v_lekarstvi.pdf. Magisterská práce. Přírodovědecká fakulta univerzity Palackého v Olomouci, Katedra experimentální fyziky, Studijní obor Nanotechnologie.
- [63] *AXIOM Iconos R200* [online]. [cit. 2017-11-11]. Dostupné z: http://w5.siemens.com/web/sk/sk/produkty_sluzby/healthcare/zobr/skiaskopia/lampa_nad/pages/axiom_iconos_r200.aspx
- [64] N. Otsu, A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 9, No. 1, 1979, strany 62-66.
- [65] ZHANG, Jun a Jinglu HU. Image Segmentation Based on 2D Otsu Method with Histogram Analysis. *2008 International Conference on Computer Science and Software Engineering*. IEEE, 2008, 105-108. DOI: 10.1109/CSSE.2008.206. ISBN 978-0-7695-3336-0. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4723207>
- [66] YANG, Xiaolu, Xuanjing SHEN, Jianwu LONG a Haipeng CHEN. An Improved Median-based Otsu Image Thresholding Algorithm. *AASRI Procedia* [online]. 2012, (3), Pages 468-473. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aasri.2012.11.074>. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212671612002338>
- [67] DE SILVA, D.V.S., W.A.C. FERNANDO, H. KODIKARAARACHCHI, S.T. WORALL a A.M. KONDOZ. Adaptive sharpening of depth maps for 3D-TV. *Electronics Letters* [online]. 2010, (23), 46 s. [cit. 2018-02-21].

Příloha na CD

Obsahem CD je složka s názvem „Přílohy“, ve které jsou následující soubory:

- 1) Složka DICOM se všemi snímky 1. série měření ve formátu DICOM
- 2) Složka DICOM2 se všemi snímky 2. série měření ve formátu DICOM
- 3) Zdrojový kód ze softwaru Matlab – Aproximace.m
- 4) Zdrojový kód ze softwaru Matlab – DICOM_zpracovani.m
- 5) Soubor programu Excel 2013 – DP_aproximace.xlsx
- 6) Soubor programu Excel 2013 – DP_data.xlsx
- 7) Zdrojový kód ze softwaru Matlab – local_min.m
- 8) Zdrojový kód ze softwaru Matlab – Predikce.m
- 9) Zdrojový kód ze softwaru Matlab – rozptyl_mv.m